

Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Laboratorní úloha - ověření vlastností senzorů pro měření síly
Laboratory task - Verification of Properties of Sensors for Force
Measurement

2018/2019

Jakub Foltýn

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student:

Jakub Foltýn

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

Laboratorní úloha - ověření vlastností senzorů pro měření síly
Laboratory task - Verification of Properties of Sensors for Force
Measurement

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Řešení senzorických přístupů pro měření síly.
2. Návrh a realizace Laboratorní úlohy s použitím senzoru síly.
3. Ověření základních charakteristik vlastností vybraných senzorů.
4. Vytvoření laboratorní úlohy v systému ADI v CZ a EN včetně vzorového protokolu.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ a Petr TIEFENBACH. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava : VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] PENHAKER, Marek, Jan KUBÍČEK a Barbora HRVOLOVÁ. *Snímače a senzory v biomedicině*. Ostrava: VŠB - TU Ostrava, 2013, 228 s. ISBN 978-80-248-3104-6.
- [3] TOGAWA, Tatsuo, Toshiyo TAMURA a P. ÅKE ÖBERG. *Biomedical Sensors and Instruments*. 2nd ed. Hoboken: CRC Press, 2011. ISBN 978-142-0090-796.
- [4] NAVRÁTIL, Leoš, Jozef ROSINA et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [5] ROZMAN, Jiří et al. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vyd. Praha: Academia, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [6] BUERK, Donald G. *Biosensors : theory and applications*. Lancaster [Penn.]: Technomic Pub. Co., c1993. x, 221 s. ISBN 0-87762-975-7.
- [7] RITTER, Arthur B., Stanley S. REISMAN a Bozena B. MICHNIAK. *Biomedical Engineering Principles*. Boca Raton: Taylor, 2005. xii, 665 s. ISBN 978-0-8247-9616-7.
- [8] ENDERLE, John D., Joseph D. BRONZINO a Susan M. BLANCHARD. *Introduction to Biomedical Engineering*. 2nd ed. Boston: Elsevier Academic Press, c2005. xxi, 1118 s. ISBN 978-0-12-238662-6.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě, dne 30. dubna 2019

.....
podpis studenta

Poděkování

Rád bych poděkoval panu *doc. Ing. Martinu Augustynkovi, Ph.D.* za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval panu *MUDr. Františku Jurkovi* za pomoc při kalibraci laboratorní úlohy simulující kardiopulmonální resuscitaci a také spolužákovi Michalu Procházkovi za pomoc s 3D tiskem a za uskutečnění experimentálního měření.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá senzory síly, zaměřuje se na různá provedení těchto senzorů a popisuje, na jakém fyzikálním principu fungují. Cílem rešeršní práce je vyhledání možností, jak uplatnit tyto senzory v medicínské praxi. Práce stanovuje, jaké čidlo se hodí pro konkrétní použití, jelikož variabilita provedení je poměrně pestrá. Praktická část se zabývá přeměřeními autorem vybraných senzorů, návrhem elektrického zapojení a následnou tvorbou laboratorní úlohy v softwaru LabAuthor.

Klíčová slova

Senzor síly, tenzometrie, konstrukce

Abstract

The aim of this bachelor thesis is to study, describe and explicate the operation of force sensors. One of the main objectives is to determine the potential of force sensors for use in medical practice. As the variability of force sensor design is relatively broad, the thesis studies several individual sensor types and explains the theory of operation of force sensors. The purpose of the practical part of the thesis is to measure different types of sensors selected by the author, propose the appropriate electrical measure circuit and create laboratory task in LabAuthor software.

Key words

Force sensor, strain gauge, design

Obsah

1	Úvod	15
2	Rešerše	16
2.1	Formulace tématu:	16
2.2	Klíčová slova:	16
2.3	Přehledová část	17
2.4	Flow diagram	19
2.5	Vlastní rešerše	20
2.5.1	Senzor síly z optického vlákna pro lékařské účely	20
2.5.2	Implementace senzorů síly do kompaktního laparoskopického chirurgického robota.	24
2.5.3	Třísosý senzor síly na bázi křemíku pro protetické účely.....	28
2.5.4	Neurální rozhraní poskytující stabilní přirozené vnímání doteků.	33
2.6	Další relevantní zdroje k dané problematice.....	38
2.7	Závěr rešerše	39
2.8	Výsledky dalšího hledání v databázích	40
2.9	Vlastní závěry a úvahy	41
3	Teoretická část.....	42
3.1	Analýza fyzikálních principů	42
3.2	Analýza rešeršních senzorů	44
3.2.1	Optické	44
3.2.2	Elektromagnetické.....	44
3.2.3	Piezorezistorové	44
3.2.4	Tenzometrické	44
3.3	Analýza senzorů praktické části.....	45
3.3.1	Load Sensor - 50kg, SEN-10245	45
3.3.2	Load Cell - 10kg, Straight Bar, SEN-13329	45
3.3.3	SparkFun Triple Axis Accelerometer, SEN-09269	46
4	Praktická část.....	48
4.1	Zhotovení přípravků	49
4.1.1	Přípravek pro senzor SEN-10245-50kg firmy Sparkfun Electronics.....	49
4.1.2	Přípravek pro senzor SEN-13329-10kg, Straight Bar firmy Sparkfun Electronics.....	50
4.2	Volba vhodného měřicího zapojení.....	51
4.2.1	Odvození vztahu pro nezatížený a zatížený Wheatstoneův můstek	52

4.2.2	Zapojení pro senzor SEN-10245-50kg	55
4.2.3	Zapojení pro senzor SEN-13329-10kg	56
4.2.4	Zapojení pro senzor SEN-09269-Triple Axis Accelerometer	57
4.2.5	Připojení k přístroji PowerLab 15T	58
4.2.6	Jednotka PowerLab 15T.....	59
4.3	Ověření metody na nepájivém poli	60
4.3.1	Ověření metody pro SEN-10245-50kg	60
4.3.2	Ověření metody pro SEN-13329-10kg	61
4.4	Tvorba desek plošných spojů	62
4.4.1	Postup tvorby desky PCB.....	62
4.5	Obecné blokové schéma zapojení.....	68
4.6	Zhotovení laboratorní úlohy v softwaru LabAuthor.....	69
4.6.1	Zhotovená laboratorní úloha v softwaru LabAuthor.....	70
5	Ověření funkčnosti vybraných senzorů	88
5.1	Výsledky senzoru SEN-10245-50kg	88
5.2	Výsledky senzoru SEN-13329-10kg	90
5.3	Výsledky senzoru Triple Axis Accelerometer, SEN-09269	90
5.4	Použití senzoru SEN-13329-10kg v aplikaci pro měření EMG	92
5.4.1	Výsledky experimentu	92
6	Závěr	95
7	Použitá literatura	96
8	Datasheety senzorů praktické části.....	98
9	Přílohy	99
9.1	Kontrolní protokol je uveden níže:.....	99

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Význam symbolu
F	[N] newton	Síla
t	[s] sekunda	Čas
U	[V] volt	Napětí
I	[A] ampér	El. proud
R	[Ω] ohm	Odpor
r	[m] metr	Poloměr
f	[Hz] hertz	Frekvence
ω	[s ⁻¹]	Úhlová frekvence
l	[m] metr	Délka
M	[kg]	Hmotnost
a	[m·s ⁻²]	Zrychlení
τ	[Nm] newtonmetr	Kroutivý moment
B	[kg·s ⁻²]	Magnetická indukce
Δ	-	Absolutní chyba
σ	-	Relativní chyba
M	-	Naměřená hodnota
S	-	Skutečná hodnota
E	[N·C ⁻¹]	Intenzita el. pole
S	[m ²]	Plocha elektrod
Q	[C] coulomb	El. náboj
C	[F] farad	Elektrická kapacita
ε	[F·m ⁻¹]	Permitivita

G	$[\text{m}^3 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-2}]$	Gravitační konstanta
I_r	$[\text{m}]$ metr	Obvod rovnoběžky
R_Z	$[\text{m}]$ metr	Poloměr Země
M_Z	$[\text{kg}]$ kilogram	Hmotnost Země
$\overrightarrow{A_G}$	$[\text{m} \cdot \text{s}^{-2}]$	Tíhové zrychlení
$\overrightarrow{A_g}$	$[\text{m} \cdot \text{s}^{-2}]$	Gravitační zrychlení
$\overrightarrow{A_0}$	$[\text{m} \cdot \text{s}^{-2}]$	Odstředivé zrychlení

Seznam použitých zkratk

Symbol	Význam
<i>FBG</i>	Typ optického vlákna (Fiber Bragg Grating)
<i>PC</i>	Osobní počítač (Personal computer)
<i>OS</i>	Operační systém
<i>GUI</i>	Grafické uživatelské rozhraní (Graphical User Interface)
<i>Deska SOI</i>	Typ křemíkové desky (Silicon on insulator)
<i>PWM</i>	Pulzně šířková modulace (Pulse Width Modulation)
<i>PAM</i>	Pulzně amplitudová modulace (Pulse Amplitude Modulation)
<i>MEMS</i>	MikroElektroMechanický Systém (MicroElectroMechanical System)
<i>ABS</i>	Akrylonitrilbutadienstyren
<i>PLA</i>	Polymléčná kyselina (polylactic acid)
<i>LED</i>	Elektroluminiscenční dioda (Light-Emitting Diode)
<i>PCB</i>	Deska plošných spojů (Printed circuit board)
<i>DPS</i>	Deska plošných spojů
<i>FEI</i>	Fakulta elektrotechniky a informatiky VŠB-TUO
<i>UV záření</i>	Ultrafialové záření (Ultraviolet)
<i>CD</i>	Kompaktní disk (Compact Disc)
<i>EMG</i>	Elektromyografie
<i>DIN</i>	Typ konektoru dle německé normy (Deutsches Institut für Normung)
<i>DAU</i>	Datový adaptér (Data Adapter Unit)

Seznam použitých termínů

Termín	Význam
<i>DaVinci</i> ®	Typ robotického operačního systému
<i>Quarter bridge</i> <i>Wheatstoneův můstek</i>	Typ zapojení Wheatstoneova můstku, kde je zapojen jeden tenzometr
<i>Half bridge</i> <i>Wheatstoneův můstek</i>	Typ zapojení Wheatstoneova můstku, kde jsou zapojeny dva tenzometry
<i>Full bridge</i> <i>Wheatstoneův můstek</i>	Typ zapojení Wheatstoneova můstku, kde jsou zapojeny čtyři tenzometry

Seznam obrázků

Obrázek 1: Flow diagram výběru článků	19
Obrázek 2: Schéma FBG	22
Obrázek 3: Schéma senzoru s viditelnými optickými vlákny	22
Obrázek 4: Kompaktní laparoskopický robot: (A) tělo robota, (B) ramena s implementovanými čidlovými klouby, (C) laterální pohled na jednotlivé rameno	27
Obrázek 5: konstrukce čipu	30
Obrázek 6: ukázka vektorů potenciálních působících sil	30
Obrázek 7: Frontální pohled na průřez senzoru	30
Obrázek 8: Grafická vizualizace deformace čidla při zátěži	31
Obrázek 9: A – ukázka napojení jednotky UECU k periferním nervům, B – přiřazení částí dlaně k periferním nervům. Mediální nerv inervuje modré části dlaně, ulnární zelené a radiální červené... 35	35
Obrázek 10: Porovnání výsledku odstopkování třesťe, A – funkce silové odezvy vypnuta, B – funkce silové odezvy zapnuta	35
Obrázek 11: Grafické vysvětlení principu tenzometru	36
Obrázek 12: Použití časově proměnné pulzně šířkové modulace	36
Obrázek 13: Zobrazení vektorů tíhového, gravitačního a odstředivého zrychlení	43
Obrázek 14: Zeměpisná šířka budovy C	43
Obrázek 15: Load Sensor, SEN-10245	45
Obrázek 16: Load Cell, SEN-13329	45
Obrázek 17: Triple Axis Accelerometer, ADXL335	46
Obrázek 18: Blokové schéma tříosého senzoru ADXL335	47
Obrázek 19: Princip kondenzátorového akcelerometru	47
Obrázek 20: 3D model návrhu přípravku	49
Obrázek 21: Vytištěný dvoubarevný přípravek s již vsunutým senzorem	49
Obrázek 22: 3D model návrhu přípravku	50
Obrázek 23: Vytištěný přípravek s viditelným senzorem, který je přichycen šrouby 2x M4 a 2x M5... 50	50
Obrázek 24: K senzoru jsem napájel přívodní drátky, které tvoří kontakty jak napájení, tak napěťových výstupů všech tří os	57
Obrázek 25: Jednotka PowerLab 15T	59
Obrázek 26: Zapojení pro SEN-10245-50kg	60
Obrázek 27: SEN-13329-10kg	61
Obrázek 28: Desky po osvitu UV, před expozicí Na ₂ CO ₃	66
Obrázek 29: Desky po expozici Na ₂ CO ₃	66
Obrázek 30: Leptání PCB v roztoku persíranu sodného	67
Obrázek 31: Finální desky PCB s již vyvrtanými dírami	67
Obrázek 32: Ukázka měření a kalibrace čidla SEN-10245-50kg	89
Obrázek 33: Ukázka měření a kalibrace čidla SEN-13329-10kg	91

Seznam schémat

Schéma 1: Nevhodné zapojení	51
Schéma 2: Základní zapojení pro odvození vztahu Wheatstoneova můstku	53
Schéma 3: Odvození pro dvoutenzometrický obvod	53
Schéma 4: Zapojení senzoru SEN-10245-50kg	55
Schéma 5: Zapojení pro senzor SEN-13329-10kg	57
Schéma 6: Zapojení 8pinového DIN konektoru	58
Schéma 7: Návrh zapojení pro senzor SEN-10245-50kg	62
Schéma 8: Návrh zapojení pro senzor SEN-13329-10kg	63
Schéma 9: PCB pro senzor SEN-10245-50kg	64
Schéma 10: PCB pro senzor SEN-13329-10kg	64
Schéma 11: Fólie pro UV osvit desky senzoru SEN-10245-50kg	65
Schéma 12: Fólie pro UV osvit desky senzoru SEN-13329-10kg	65
Schéma 13: Obecné blokové schéma celkového zapojení	68

Seznam tabulek

Tabulka 1: Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno.	17
Tabulka 2: Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno dle vybraných kritérií.	18
Tabulka 3: Technické specifikace FBG senzoru	22

Seznam grafů

Graf 1: Závislost vlnové délky na působící síle	23
Graf 2: Závislost vlnové délky na teplotě	23
Graf 3: Hodnota výstupního napětí s nezatíženým ramenem v závislosti na čase	26
Graf 4: Hodnota výstupního napětí se zatíženým ramenem v závislosti na čase	27
Graf 5: Závislost odporu piezorezistorů na působící normálové síle	32
Graf 6: Závislost odporu piezorezistorů na působící smykové síle	32
Graf 7: Závislost zátěže senzoru SEN-10245-50kg 5000 gramovým závažím na čase.....	89
Graf 8: Závislost zátěže senzoru SEN-13329-10kg 5000 gramovým závažím na čase.....	91
Graf 9: Závislost EMG signálu, výstupu mého senzoru SEN-13329-10kg na čase.....	93
Graf 10: Přiblížený pohled na sektor, kde subjekt působil silou 10 kg.....	93
Graf 11: Jednosekundový úsek EMG s vyznačenými peaky, značící stah svalových vláken.....	94
Graf 12: Jednosekundový úsek výstupu mého senzoru SEN-13329-10kg s vyznačenými peaky symbolizující mírný nárůst tlaku.....	94

Seznam rovnic

Rovnice 1: τ_{sensor} =výsledná síla, τ_p =kroutivý moment kloubu, τ_L =odražený kroutivý moment,	26
Rovnice 2: θ =úhel v kloubu, M_θ =hmotnost ramene, B_θ =tlumič, K_θ =konstanta pružiny.....	26
Rovnice 3: Výpočet tíhového zrychlení $[AG]$ kampusu VŠB	43
Rovnice 4: Odvození vztahu pro nezatížený a zatížený Wheatstoneův můstek	52
Rovnice 5: Odvození vztahu dvoutenzometrického zapojení	54
Rovnice 6: Výpočet citlivosti senzoru SEN-10245-50kg	88
Rovnice 7: Výpočet citlivosti senzoru SEN-13329-10kg	90
Rovnice 8: Výpočet citlivosti Triple Axis Accelerometer, SEN-09269.....	90

1 Úvod

Sílu jakožto fyzikální veličinu poprvé matematicky popsal již roku 1687 sir Isaac Newton. Své myšlenky vyjádřil skrze následující slova:

„Mutationem motus proportionalem esse vi motrici impressae et fieri secundam lineam rectam qua vis illa imprimatur ^[5]“ neboli v překladu:

„Jestliže na těleso působí síla, pak se těleso pohybuje se zrychlením, které je přímo úměrné působící síle a nepřímo úměrné hmotnosti tělesa.“

Stanovil tak druhý Newtonův zákon, Zákon síly.

Pro mou bakalářskou práci jsou tato slova alfa a omega, jelikož se práce zabývá senzory, které tuto veličinu snímají.

Jeden z hlavních cílů je nalezení uplatnitelnosti těchto senzorů v medicínské praxi a zjištění, kde tato technologie může pomoci lékařům, tak i pacientům, kterým zvýší komfort a kvalitu života. Touto problematikou se zabývá řešerská část a mnohé z vybraných řešerských článků, dle mého názoru, posunuly vývoj a přispěly k další formě „ztělesnění“ těla s robotem.

Další z cílů této práce je prozkoumání variability konstrukce čidel a praktické ověření jejich fyzikálních vlastností.

V závěrečné praktické části je uvedena tvorba laboratorní úlohy v softwaru LabAuthor, která je profilována pro edukativní účely budoucím studentům oboru Biomedicínský technik v předmětu Snímače a senzory v biomedicíně. V této úloze budou muset studenti alespoň z části pochopit principy snímání síly, přeměřit tři fyzické senzory a na dvou z nich si budou moci vyzkoušet simulaci kardiopulmonální resuscitace.

2 Rešerše

Rešeršní práce je zaměřena na různá provedení senzorů pro měření síly. Hlavním cílem je zjistit, jak široké spektrum těchto senzorů existuje a na jakém fyzikálním principu fungují. Předností rešerše je nalezení uplatnitelnosti těchto senzorů v medicínské praxi.

Články pro rešeršní práci byly vyhledávány na několika níže uvedených databázích a vybrány hlavně podle vhodnosti obsahu pro zadané téma a podle četnosti citací.

2.1 Formulace tématu:

Realizace senzoru síly

2.2 Klíčová slova:

(Force) AND (Sensor) AND (Design), (Refined by: WEB OF SCIENCE CATEGORIES: (ENGINEERING BIOMEDICAL))

Časové rozmezí: 1992–2018

Jazykové vymezení: Angličtina

Typy dokumentů: Odborné články

EIZ: Web of Science, Google Scholar, ResearchGate

2.3 Přehledová část

Tabulka 1: Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno.

Přehled zdrojů dle jednotlivých databází			
Databáze	WoS	Google Scholar	ResearchGate
Celkový počet záznamů	694	43 400	598
Vybrané záznamy k rešerši	2	1	1

Bibliografické záznamy vybraných výsledků.

[1] ARATA, Jumpiei, Shogo TERAOKA a Hideo FUJIMOTO. Fiber Optic Force Sensor for Medical Applications within a Backbone-shape Structure. *Procedia CIRP* [online]. 2013, 5, 66-69 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1016/j.procir.2013.01.013. ISSN 22128271.

Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2212827113000140>

[2] LEE, Duk-Hee, Jaesoon CHOI, Jun-Woo PARK, Du-Jin BACH, Seung-Jun SONG, Yoon-Ho KIM, Yungho JO a Kyung SUN. An Implementation of Sensor-Based Force Feedback in a Compact Laparoscopic Surgery Robot. *ASAIO Journal* [online]. 2009, 55(1), 83-85 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1097/MAT.0b013e31819018e7. ISSN 1058-2916.

Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00002480-200901000-00017>

[3] BECCAI, L., S. ROCCELLA, A. ARENA, A. MENCIASSI, M. C. CARROZZA a P. DARIO. SILICON-BASED THREE AXIAL FORCE SENSOR FOR PROSTHETIC APPLICATIONS. In: *Sensors and Microsystems* [online]. WORLD SCIENTIFIC, 2002, 2002-10-21, s. 250-255 [cit. 2018-06-18]. DOI: 10.1142/9789812776457_0041. ISBN 978-981-238-181-1.

Dostupné z: http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/9789812776457_0041

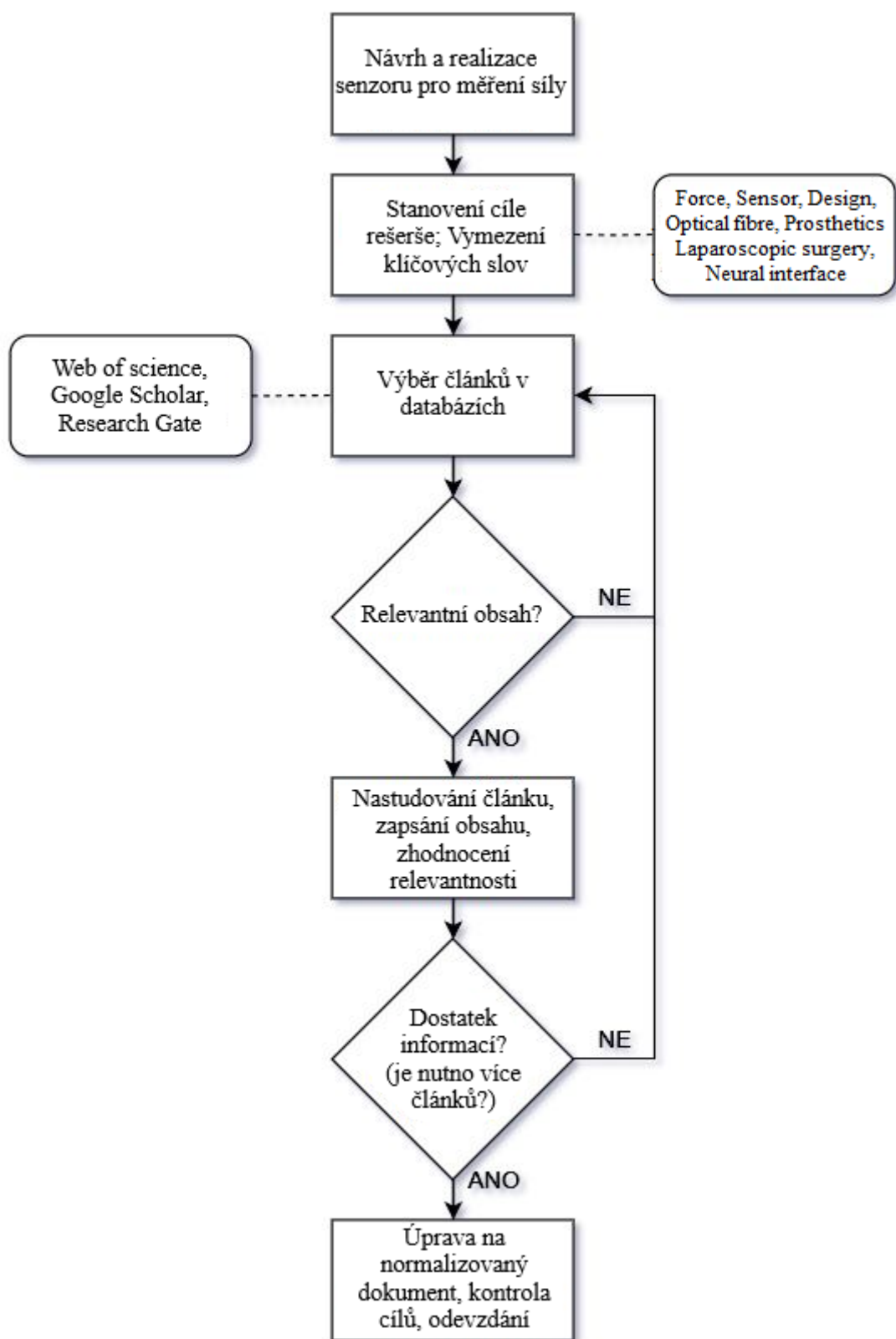
[4] TAN, D. W., M. A. SCHIEFER, M. W. KEITH, J. R. ANDERSON, J. TYLER a D. J. TYLER. A neural interface provides long-term stable natural touch perception. *Science Translational Medicine* [online]. 2014, 6(257), 257ra138-257ra138 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1126/scitranslmed.3008669. ISSN 1946-6234.

Dostupné z: <http://stm.sciencemag.org/cgi/doi/10.1126/scitranslmed.3008669>

Tabulka 2: Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno dle vybraných kritérií.

Přehled vybraných zdrojů dle typu dokumentu, časového, jazykového a geografického původu				
	[1]	[2]	[3]	[4]
Typ výsledku	J_{imp}	J_{imp}	D	J
EIZ	WoS	WoS	Google Scholar	ResearchGate
Časová lokalizace	2013	2016	2002	2014
Původní jazyk výsledku	EN	EN	EN	EN
Geografický původ	Japonsko	Jižní Korea	Itálie	USA

2.4 Flow diagram



Obrázek 1: Flow diagram výběru článků

2.5 Vlastní řešerše

Originální název:

[1] ARATA, Jumpiei, Shogo TERAOKA a Hideo FUJIMOTO. Fiber Optic Force Sensor for Medical Applications within a Backbone-shape Structure. *Procedia CIRP* [online]. 2013, 5, 66-69 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1016/j.procir.2013.01.013. ISSN 22128271.

Český překlad:

2.5.1 Senzor síly z optického vlákna pro lékařské účely

Tato studie se zabývala vývojem a implementací senzorů síly do medicínských přístrojů.

Úvod

Potřeby pro měření síly v medicíně se stávají čím dál tím důležitější. Aby bylo možno dosáhnout dalšího účinného léčení a kvantitativního hodnocení, lékařská věda potřebuje monitorovat, jakou silou nástroje interagují s operovanou tkání nebo orgánem. Proto vzniká nová metoda pro měření síly, a to pomocí silových senzorů. Tato metoda je asi nejvíce uplatnitelná v oblastech invazivní chirurgie, jelikož informace o síle jsou chirurgem zjišťovány pouze vizuálně pomocí endoskopu a „citem.“ Avšak i sebezkušenější chirurg si nikdy onou hodnotou není jistý na 100 %, protože manipulací s nástroji dochází ke tření přístrojů MIS o operovaný otvor v těle. V tomto odvětví mohou takové snímače síly hrát klíčovou roli ve zlepšení kvality zákroku a komfortu chirurgů.

Tato práce se zabývala i možnostmi uplatnění tohoto senzorového snímání v chirurgických robotech. Příkladem může být systém DaVinci®, ve kterém do doby vytvoření tohoto článku, čili 2013, nebylo zaimponováno čidlo, které by chirurgovi předávalo informace o tom, jakou silou tento stroj řeže či tlačí na biologický materiál.

Metodika

Japonští autoři vytvořili zcela nový koncept čidla, které je vytvořené přesně na míru invazivní chirurgii, FBG.

Koncept Fiber Bragg Grating (FBG) je založen na principu měření posunu vlnové délky spektrálního odrazu světla v optickém vlákne. Přesné schéma je uvedeno na Obrázek 2. Tento systém má několik výhod, například to, že oproti provedení senzoru pomocí tenzometru je výstupní signál stabilnější a není rušen vnějším elektrickým polem. Přesná funkce tenzometru je uvedena zde: [3.2.4] FBG snímač je biokompatibilní, jelikož se zde používají optická vlákna s průměrem přibližně 100 mikrometrů. Další výhodou je i fakt, že do jednoho čidla může být implementováno několik těchto vláken a poté lze měřit změnu vlnové délky na každém vlákne zvlášť, a to samozřejmě v reálném čase. Jevící se nevýhodou je to, že senzor je tzv. teplotně proměnný, to znamená, že při konstantní síle, ale měnící se teplotě se výstup čidla mírně mění. Tato odchylka je však zastoupena u většiny čidel vůbec, je korigována a uvedena v Graf 2. Technické specifikace senzoru jsou uvedeny v Tabulka 3.

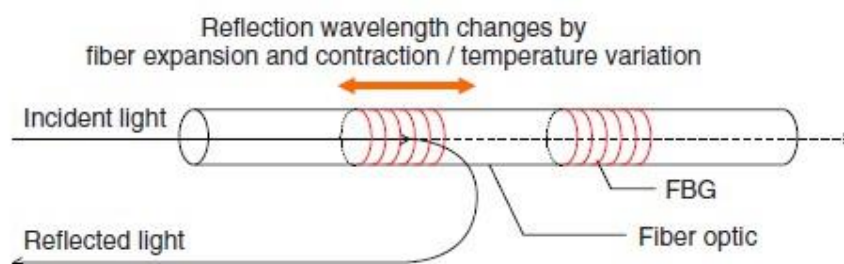
Výsledky

Senzor byl podroben několika testům, zaměřených na zjištění ohybové přesnosti při konstantní teplotě a na změření odchylky při variabilní teplotě. Výsledky měření jsou uvedeny v Graf 1 a v Graf 2. Přesnost měření byla stanovena na 0,03 N. Senzor je schopen měřit jak flexní, tak extenzní vektor sil, maximální měřitelné hodnoty byly stanoveny na ± 25 N.

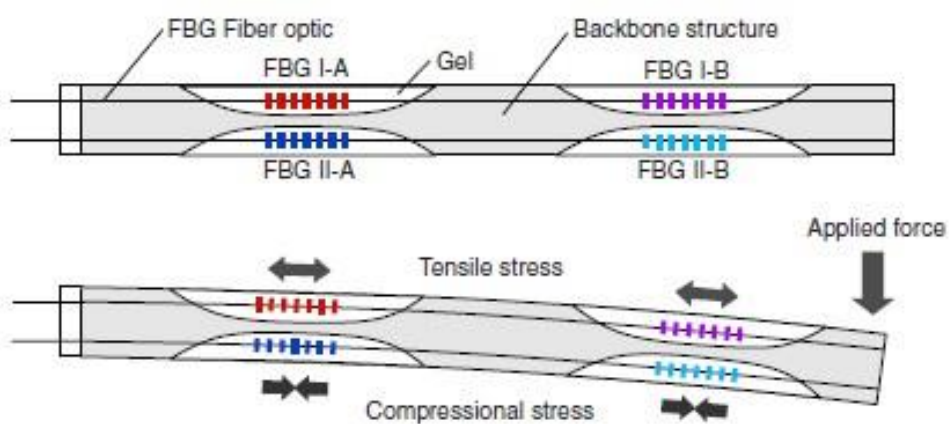
Závěr

Tato práce se zabývala vývojem zcela nového senzoru síly, založeného na proměnlivosti vlnové délky odraženého světla v optickém vlákne pro lékařské účely. Výhodou oproti konvenčním sensorům založených na tenzometrech je elektrická stálost oproti rušení a rozlišitelnost expanzní a kompresní síly. Čidlo je kompaktní, lehké, biokompatibilní, čili ideální pro použití v biomedicíně.

Doprovodná výsledková část



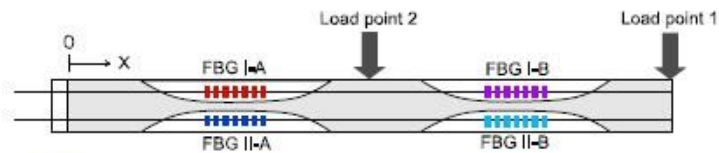
Obrázek 2: Schéma FBG



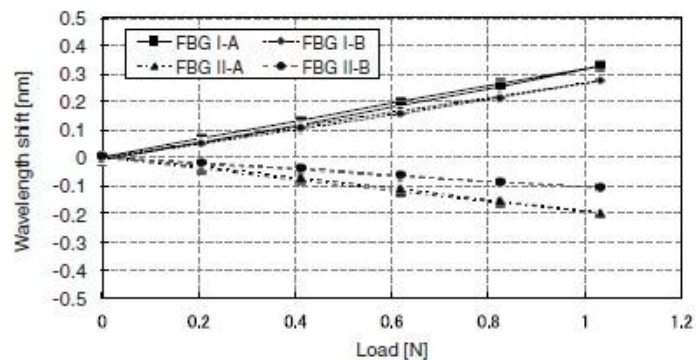
Obrázek 3: Schéma senzoru s viditelnými optickými vlákny

Tabulka 3: Technické specifikace FBG senzoru

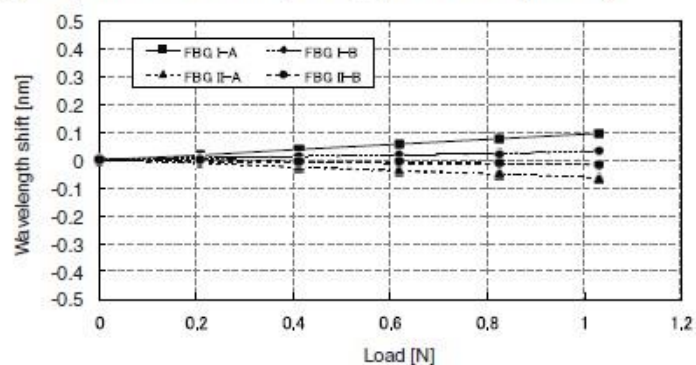
Model	SF3041A
Max. measurement period	680 Hz
Measurable wavelength range	1520-1570 nm
Relative accuracy	10 μ m
Number of ports	4
Applicable fiber	SMF, PMF



(a) Experimental setup

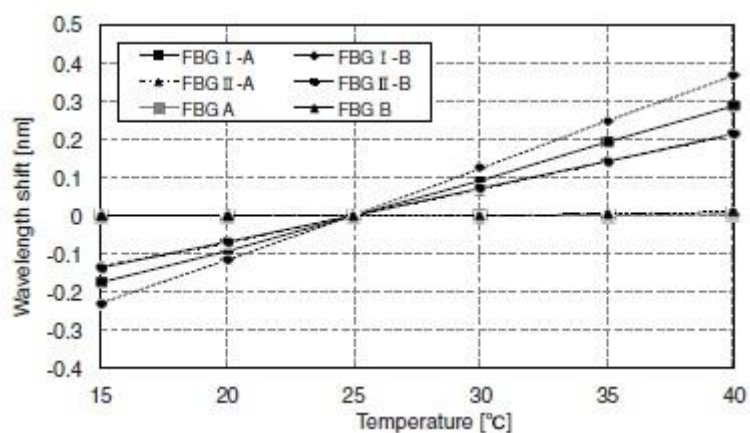


(b) Experimental result (load applied on the point 1)



(c) Experimental result (load applied on the point 2)

Graf 1: Závislost vlnové délky na působící síle



Graf 2: Závislost vlnové délky na teplotě

Originální název:

[2] LEE, Duk-Hee, Jaesoon CHOI, Jun-Woo PARK, Du-Jin BACH, Seung-Jun SONG, Yoon-Ho KIM, Yunggho JO a Kyung SUN. An Implementation of Sensor-Based Force Feedback in a Compact Laparoscopic Surgery Robot. *ASAIO Journal* [online]. 2009, **55**(1), 83-85 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1097/MAT.0b013e31819018e7. ISSN 1058-2916.

Český název:**2.5.2 Implementace senzorů síly do kompaktního laparoskopického chirurgického robota.**

Tato studie se zabývala zavedením kloubové struktury pro měření sil na laparoskopickém robotu. Tento systém je zhotoven z několika speciálních kloubů, ve kterých jsou implementována čidla snímající kroutivý moment.

Úvod

Navzdory rychlému pokroku v klinickém použití laparoskopických chirurgických robotů mají ještě mnohé z nich nedostatky, které nebyly zcela překonány. Jedním z nich je nedostatek spolehlivosti přístrojů a chybějící implementace systému senzorů pro měření síly. V této práci se konkrétně jedná o čidla upevněná v rameni robota. Tato „nástavba“ splňuje tzv. 5 DOF (degree of freedom corresponding to laparoscopic surgical motion), čili určitý stupeň volnosti pro laparoskopické chirurgické pohyby. Nicméně tento systém má pouze usnadnit kvalitativní posouzení tlaku a síly v těžko přístupných abdomenálních prostorech při laparoskopických vyšetřeních. Finální operativní úkony musí vždy provést lékař.

Metodika

Robot se dá ovládat buď ovládací jednotkou, která je nakonfigurována na celkový počet představující 30 kloubových servomotorků, které zajišťují pohyb ramen do všech směrů (EPOS, Maxon Motor), nebo ovládání může být zprostředkováno připojením robota k PC, který podporuje zpracovávání informací v reálném čase (OS, RTLinux-Pro, FSMLabs Inc., USA). Řízení robota může být provedeno i bezdrátově, a to pomocí síťového Ethernetového modulu. Ten lze připojit na základní řídicí jednotku a tímto způsobem lze robota ovládat dálkově.

Do každého kloubu je zaimplementováno jedno čidlo snímající velikost kroutivého potenciálu. V tomto robotu je konkrétně zabudován typ detektoru ELT-1M-5NM od výrobce Entran Devices Inc., USA. Signál z každého z čidel je veden do základní jednotky, která kalkuluje

celkovou sumu a výsledný vektor působící síly. Tato síla se určuje pomocí: Rovnice 1. Čidla generují signál, který je proměnný v závislosti na změně pohybu ramene, a proto základní jednotka zpracovává frekvence od 0,1 až 1,0 Hz. Zde také dochází k převodu signálu přes A/D převodník. Digitální výstup je zobrazován a ukládán na GUI kontroler, který zobrazuje nejen tato data, ale i hodnoty posuvů jednotlivých kloubů, tedy operačních ramen. Všechny informace jsou zobrazovány na jednom místě.

Výsledky

Bylo provedeno několik testů zaměřených na zjištění přesnosti implementovaných senzorů točivého momentu. Primární měření probíhalo na zcela nezatíženém přístroji a jednotlivé hodnoty proměnných a konstant byly tedy následující: $M=1750,3$; $B=106640,2$; $K=51497,8$; $b=5,37701$. Závislost točivého momentu na čase je podrobně popsána na Graf 3. Sekundární test byl zaměřen na výstup již zatíženého přístroje. Měření probíhalo krok po kroku, a to takovým způsobem, že rameno bylo vždy v různém úhlu zatíženo předem známou silou. Porovnávalo se reálné výstupní napětí s napětím teoretickým. V neposlední řadě se dopočítala absolutní a relativní chyba měření. Podrobný napěťový výstup při zatíženém rameni je vykreslen na Graf 4. Přesnost celého systému byla stanovena na jednu setinu z maximální možné působící síly.

Diskuse

V této části autoři uvažovali, jakými možnostmi by bylo možné zvýšit citlivost systému. Asi nejvíce by pomohlo použití nelineárního zpracování signálu, jelikož i když jsou ramena přístroje vyrobena z vysoce pevného materiálu, mají určitý modul pružnosti. Další nabízející možností bylo použití citlivějších senzorů. Tým však shledal přesnost jako zcela dostačující. Autoři zmiňují, že touto problematikou se zabývali pouze oni a ještě jeden tým z Japonska, který pracoval dokonce na sedmiosém podobném systému Mitsuishi et al. avšak neprovedl operativní test. Korejský tým provedl úspěšný operativní test na zvířeti, a proto považuje svůj výsledek za signifikantní.

Doprovodná výsledková část

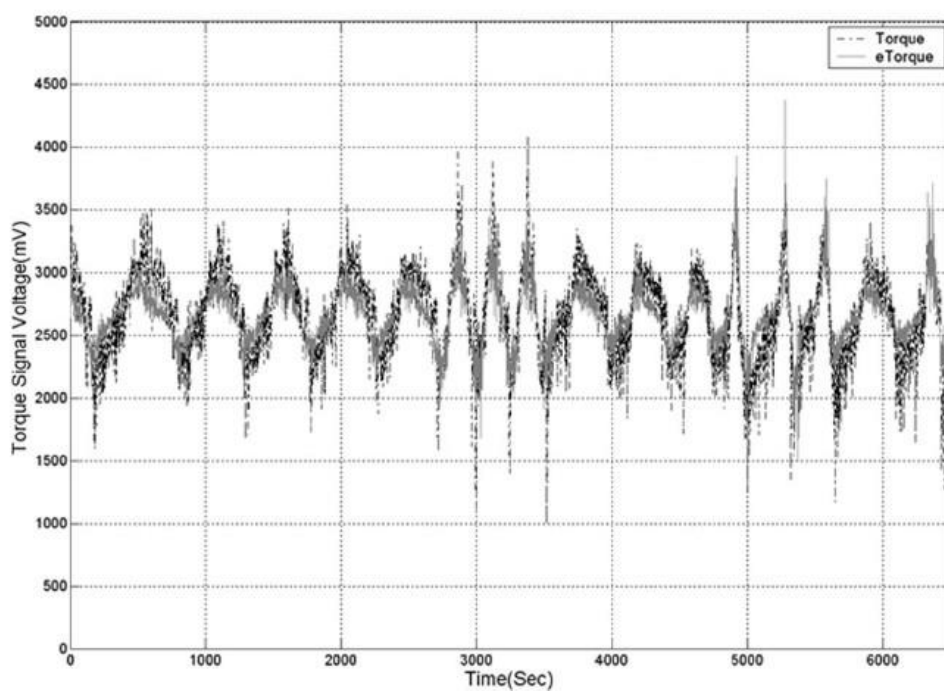
$$\tau_{sensor} = \tau_p + \tau_L$$

$$\tau_L = \tau_{sensor} - \tau_p \cong \tau_{sensor} - \tau_{0p}$$

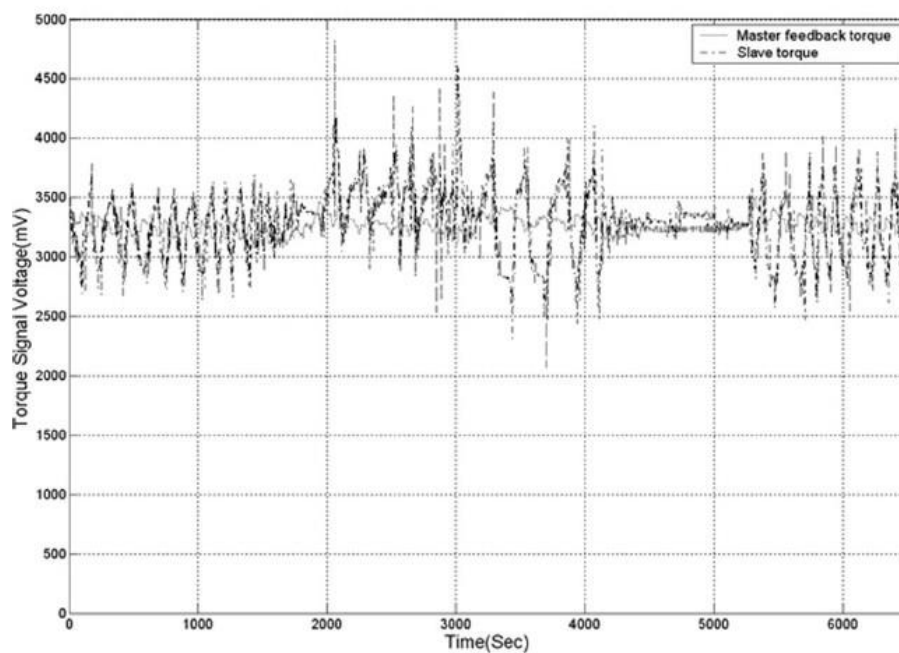
Rovnice 1: τ_{sensor} =výsledná síla, τ_p =krouťivý moment kloubu, τ_L =odražený krouťivý moment, τ_{0p} =odhadnutý krouťivý moment

$$\tau_{0p} = M\theta + B\dot{\theta} + K\theta + b$$

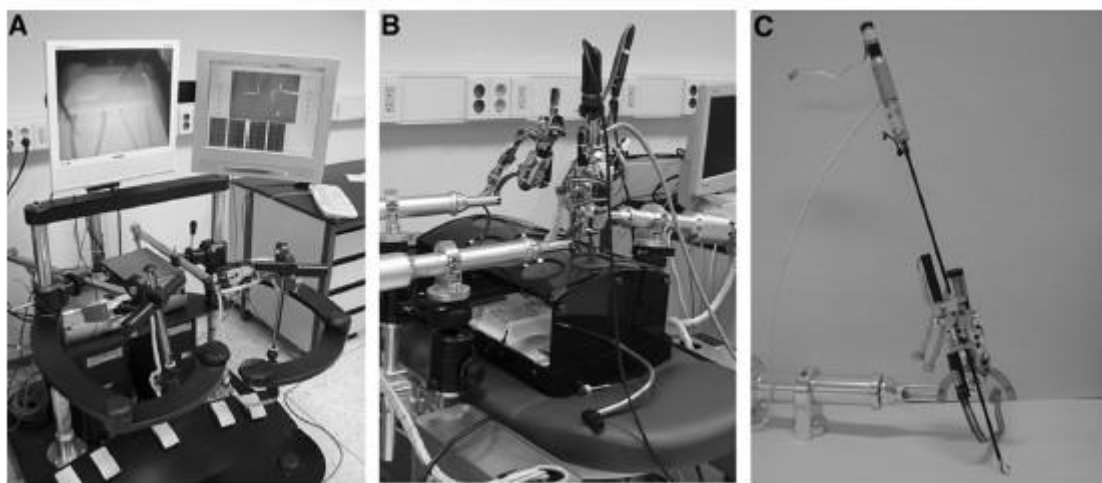
Rovnice 2: θ =úhel v kloubu, $M\theta$ =hmotnost ramene, $B\dot{\theta}$ =tlumič, $K\theta$ =konstanta pružiny



Graf 3: Hodnota výstupního napětí s nezatíženým ramenem v závislosti na čase



Graf 4: Hodnota výstupního napětí se zatíženým ramenem v závislosti na čase



Obrázek 4: Kompaktní laparoskopický robot: (A) tělo robota, (B) ramena s implementovanými čidlovými klouby, (C) laterální pohled na jednotlivé rameno

Reference

[2.1] Mitsuishi M, Sugita N, Pitakwatchara P: Force-feedback augmentation modes in the laparoscopic minimally invasive telesurgical system. *IEEE Trans Mechatron* 12: 447–454, 2007.

Originální název:

[3] BECCAI, L., S. ROCCELLA, A. ARENA, A. MENCIASSI, M. C. CARROZZA a P. DARIO. SILICON-BASED THREE AXIAL FORCE SENSOR FOR PROSTHETIC APPLICATIONS. In: *Sensors and Microsystems* [online]. WORLD SCIENTIFIC, 2002, 2002-10-21, s. 250-255 [cit. 2018-06-18]. DOI: 10.1142/9789812776457_0041. ISBN 978-981-238-181-1.

Český název:**2.5.3 Třiosý senzor síly na bázi křemíku pro protetické účely.**

Tento článek představuje návrh a vývoj třiosého senzoru síly na bázi křemíku pro biomedicínské použití. Normálové a smykové síly jsou detekovány pomocí systému čtyř speciálních piezosenzorů obohacených iontovou implantací o 525 nm vysoký křemíkový můstek. Ten je umístěn v místě ohybu senzoru a je vytvořen subtrakčně suchým leptáním celé vrstvy destičky SOI. Velikost celého piezoresistoru se pohybuje mezi 6–10 μm na šířku a mezi 30–50 μm na délku. Senzor je schopný měřit jak normálové, tak smykové síly s vysokou linearitou ($\sim 99\%$) a nízkou hysterezí.

V tomto dokumentu je také navržen design obalu zhotovený z vhodného materiálu, který nezabraňuje flexibilnímu chodu čidla.

Úvod

Senzory na bázi křemíku provádějí kvantitativní měření s vysokou spolehlivostí a přesností, a nabízejí se jako vhodné řešení pro biomechanické měření. Miniaturní třiosé senzory síly mohou být úspěšně použity pro biomechanická měření a mezi obory, které by tento systém mohly využít, patří bezpochyby protetika.

Faktem je, že jedna z hlavních příčin selhání protézy dolní končetiny je špatné vytvarování části protézy, která by měla perfektně sedět na amputované části tzv. pahýlu, ale není tomu tak v praxi. Komfort pacientů je silně podmíněn normálovou a smykovou silou mezi kůží a protézou samotnou. Studie zkoumá rozložení tlaku na protetickou končetinu při různých aktivitách, a snaží se tak zvýšit pohodlí při nošení této náhrady. Za tímto účelem byly vyvinuty senzory, které svou velikostí a konstrukcí nijak nezabraňují pohodlnému nošení protetické náhrady, přenáší data v reálném čase a pomocí nich jsme schopni analyzovat jednotlivá místa, kde protetická náhrada sedí perfektně, a naopak části, kde dochází k negativnímu smykovému tření. Základní myšlenka je taková, že jsme schopni analyzovat, jakým způsobem struktury

podobné kůži interagují s vnějším světem, a proto má tento systém senzorů potenciální uplatnění nejen v medicíně.

Metodika

Jak už bylo řečeno, pro tuto metodu byl vyvinut speciální miniaturní senzor. Skládá se ze dvou na sobě připevněných částí. Primární částí je detekována normálová a smyková síla. Sekundární část plní funkci nosiče, který vytváří vodivé cesty podle toho, jakým vektorem působí přenášená síla. Primární část funguje na principu piezoresistorů, kterými prochází velice malý proud. V případě mechanické deformace dojde k tomu, že piezoresistor zvýší svůj odpor a vznikne zde úbytek procházejícího proudu. Proud procházející všemi piezoresistory je monitorován a jeho velikost determinuje působící smykovou nebo normálovou sílu. Konstrukce čipu je ukázána na Obrázek 5, Obrázek 6 a Obrázek 7.

Na Obrázek 8 jsou znázorněny zóny deformace, které při extenzi zvyšují odpor. Na tomto obrázku jsou tato místa vizualizována červenou barvou.

Výsledky

Celý systém byl důkladně otestován a proměřen, aby se v konečných výsledcích kalkulovalo i s hysterezí senzorů.

Primární měření se zabývalo hodnotami normálové síly. Hystereze zde byla určena pokusem, kdy se působící síla lineárně napřed zvyšovala z 0 na 2 N a poté se naopak z této hodnoty snižovala až na 0. Vektor síly byl v tomto případě F_n (viz Obrázek 6) působící síla se konstantně zvyšovala rychlostí 1 $\mu\text{m/s}$. Poté se jednotlivým hodnotám přiřadila adekvátní hodnota výstupního elektrického napětí. Každé měření bylo opakováno pětkrát, aby se prokázala spolehlivost výsledků. Citlivost každého ze čtyř piezorezistorů (tvoří jeden senzor) byla stanovena na $0.032 \pm 0.001 \text{ N}^{-1}$. Linearita výsledků dosáhla u každého z piezorezistorů 99,7 %, čili při měření normálové síly je hystereze téměř zanedbatelná. Výsledek měření je vykreslen na Graf 5

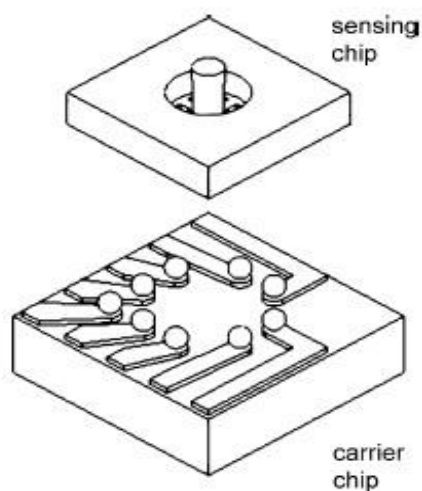
Sekundární měření bylo zaměřeno na otestování smykových sil. Přesnost byla stanovena na 0.0323 N^{-1} a hodnota linearity 98,1 %. Výsledek měření je vykreslen na Graf 6

Závěr

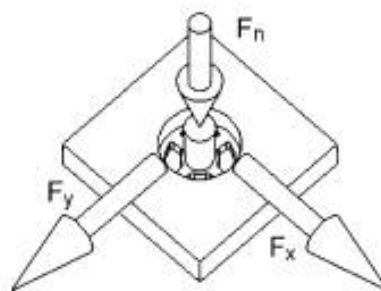
Vývoj tříosého čidla proběhl úspěšně, senzor splnil všechna očekávání, a vytvořil tak unikátní možnosti měření normálových a smykových sil pro biomechanická použití. Pokročilý proces křemíkového leptání umožnil miniaturizaci do adekvátní velikosti, která je ideální

na protetická použití. Autoři nevyklučují možnost, že by touto metodou bylo možné vytvořit senzor o několik řádů menší. Italský tým si do budoucna stanovil úkol, a to vyřešit konstrukci obalu, aby vydržel flexibilní co možno nejdelší dobu, a neovlivnil tak výsledky měření.

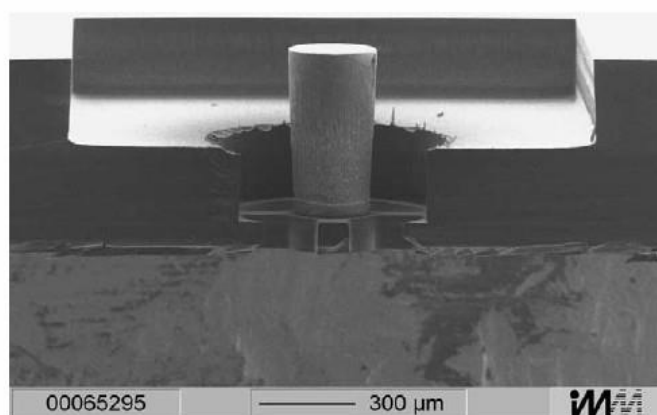
Doprovodná výsledková část



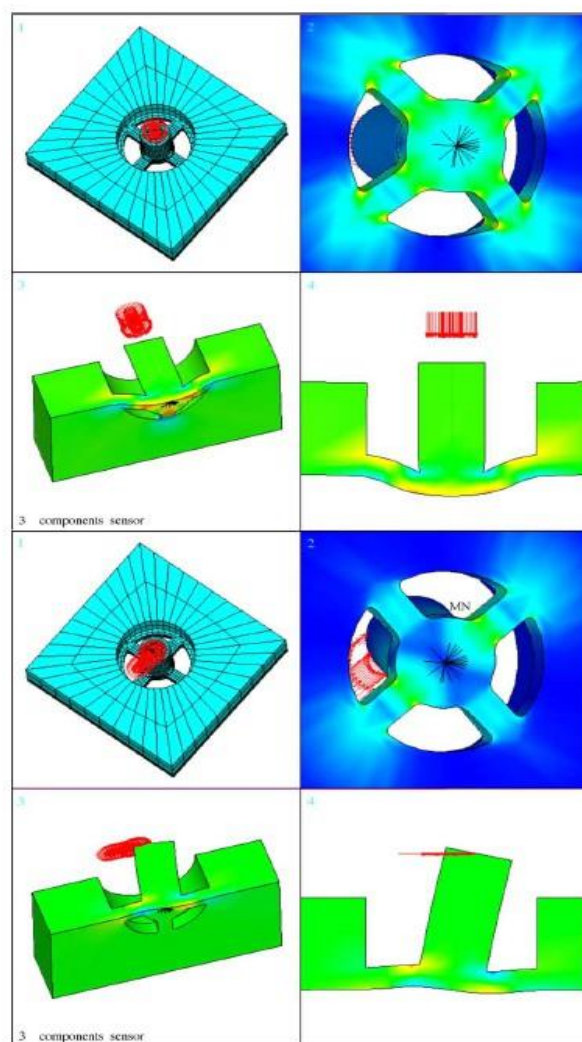
Obrázek 5: konstrukce čipu



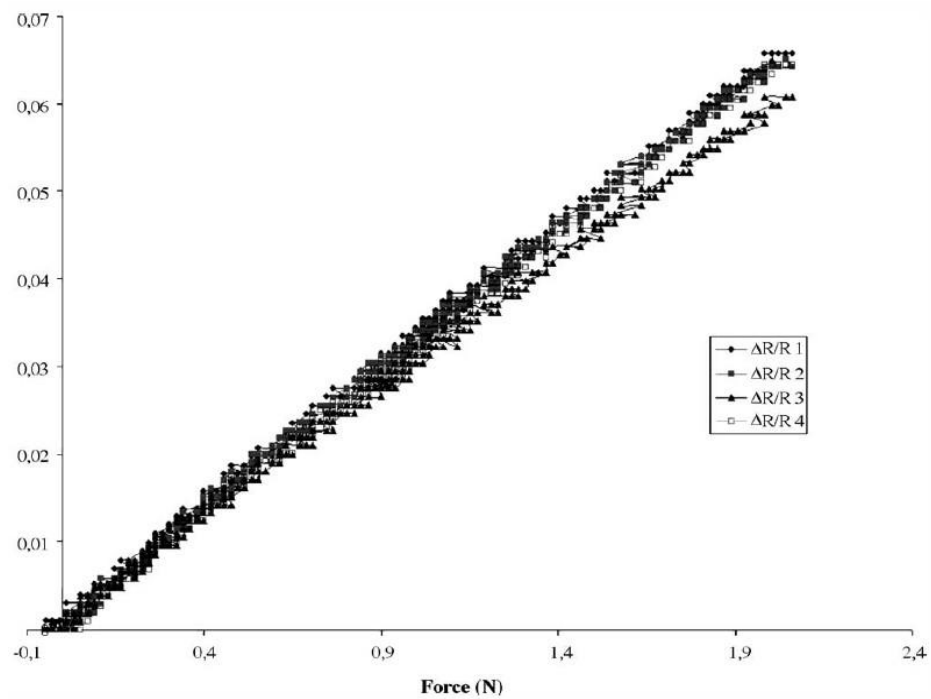
Obrázek 6: ukázka vektorů potenciálních působících sil



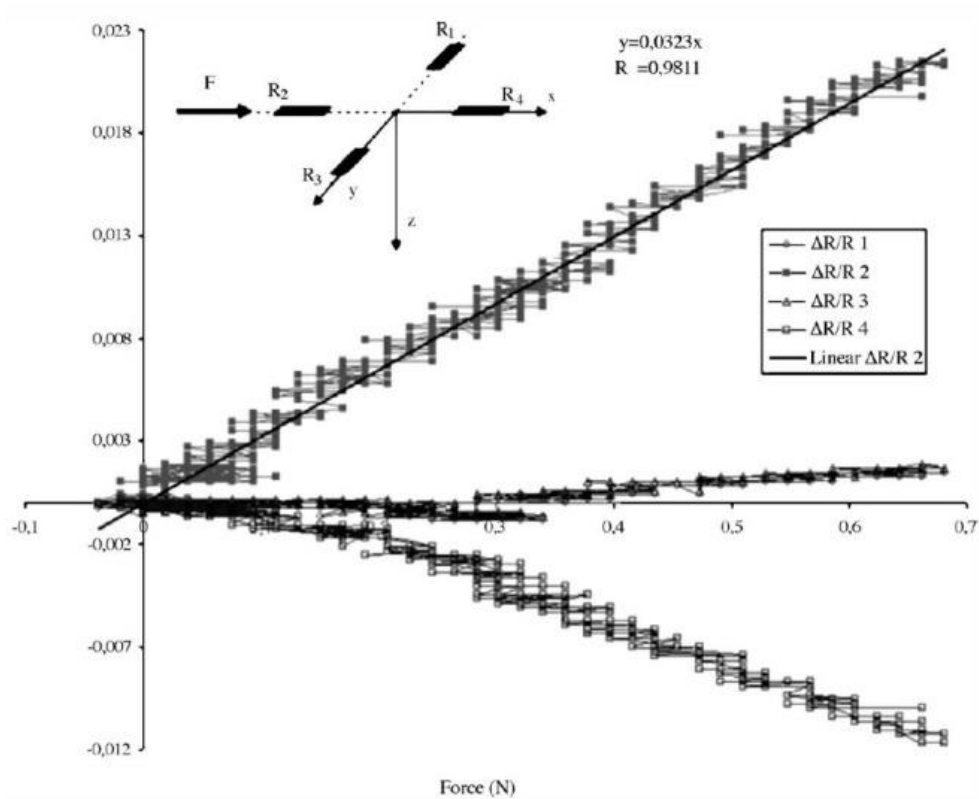
Obrázek 7: Frontální pohled na průřez senzoru



Obrázek 8: Grafická vizualizace deformace čidla při zátěži.



Graf 5: Závislost odporu piezorezistorů na působící **normálové** síle



Graf 6: Závislost odporu piezorezistorů na působící **smykové** síle

Originální název:

[4] TAN, D. W., M. A. SCHIEFER, M. W. KEITH, J. R. ANDERSON, J. TYLER a D. J. TYLER. A neural interface provides long-term stable natural touch perception. *Science Translational Medicine* [online]. 2014, 6(257), 257ra138-257ra138 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1126/scitranslmed.3008669. ISSN 1946-6234.

Český překlad:

2.5.4 Neurální rozhraní poskytující stabilní přirozené vnímání doteků.

Článek pojednává o experimentální implantaci systému do těl dvou pacientů s amputovanou horní končetinou. Toto zařízení transformuje informace o působící síle na protetickou dlaň a přenáší ji formou elektrických impulzů do periferních nervů pacienta.

Úvod

Hmat je jeden z nejzákladnějších vjemů, kterým lidé od prapůvodu své existence manipulují se světem kolem sebe. V případech těžkých nehod a nutnosti amputace však tyto osoby ztrácí jak možnost kontroly nad standardní protézou, tak schopnost citu, a to i v případech pokročilejších protetických protéz. Implementace senzorové odpovědi o velikosti síly bezesporu zlepší komfort pacientů z protetické končetiny, a zabráni tak destruktivní manipulaci s objekty, se kterými pacienti pracují. Systém přidává schopnost robotického „citu“.

Metodika

Do subjektů byly implantovány svazky elektrod, konkrétně zavedené na mediální, ulnární a radiální periferní nervy. Z těchto svazků byla vedena ještě další spojení elektrod a větvených nervů, kterých bylo celkově 20. Tímto způsobem byl zajištěn adekvátní přenos nervového signálu na umělé elektrody a autoři také mohli studovat, jaký nerv, či kombinace nervů inervuje adekvátní část dlaně. Zavedení elektrod je znázorněno na Obrázek 9 subsekcce A.

Avšak začneme u samotného zrodu signálu, v tomto systému sílu měří tenzometry. Jsou upevněny na části dlaně, jež jsou zobrazeny na Obrázek 9 subsekcce B, a mírou své deformace mění elektrický odpor. Princip je demonstrován na Obrázek 11. Číli hodnota síly je poměrně přesně změřena, avšak v tomto bodě přichází ta nejsložitější část, a to jakým způsobem transformovat naměřenou sílu na periferní nervy, a vytvořit tak dojem adekvátní inervace. Autoři experimentálně zjišťovali, jaká forma signálu bude nejvhodnější. Jednotkou UECU byla zkoušena forma modulace jak pulzně šířková, tak pulzně amplitudová. Dále byla testována

velikost amplitudy a frekvence signálu od 1 až po 1000 Hz. Bylo provedeno 151 testů po dobu 10 měsíců, avšak v 96 % byl signál subjektem vnímán jako „elektrický“. Subjekt prociťoval parestézii, čili nepříjemný pocit brnění, píchání, svědění či mravenčení v testované oblasti.

Nejlepší výsledky měl signál upravený časově proměnnou pulzně šířkovou modulací o frekvencích od 1 do 100 Hz, a tak se na něj autoři zaměřili. Subjekt tento signál zhodnotil jako přirozený bez pocitů parestézie. Podstatná část článku se zabývá tím, co pacient při určité modulaci a velikosti signálu cítí. Například při frekvenci 1 Hz jej testovaná osoba zhodnotila slovy: „Jako kdybych cítil tlukot svého srdce.“ Po zdlouhavé analýze autoři přiřadili jednotlivé části dlaně k adekvátním nervovým signálům s proměnnou modulací v závislosti na působící síle.

Výsledky

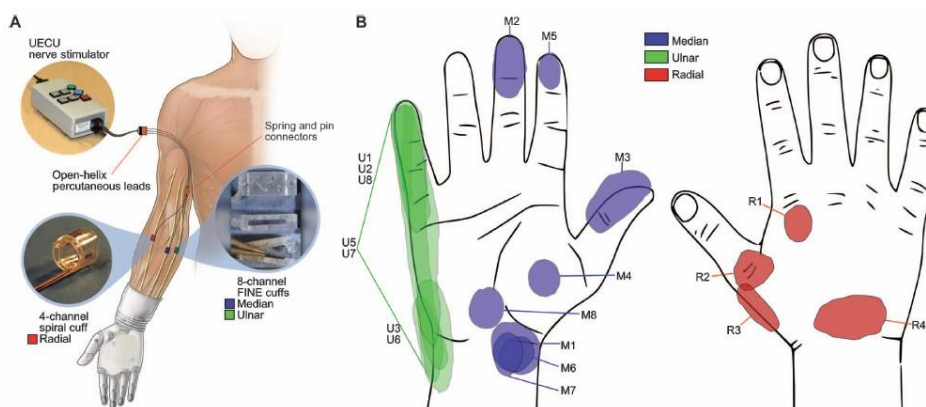
Rozhraní protetické končetiny s implementovanými senzory síly s elektrodami implantovanými do těla subjektů bylo selektivní a stabilní. Vodivý svazek obsahoval osm nezávislých stimulačních kanálů, každá elektroda byla diferencovaná na určitou oblast dlaně. Testování probíhalo na dvou subjektech. Prvním byl 49letý muž, který v roce 2010 utrpěl pracovní nehodu, při které došlo k nevratnému rozdrcení předloktí. Subjekt souhlasil s experimentálním testováním a v roce 2012 byly do jeho předloktí implantovány mediální, ulnární a radiální elektrody s celkovým počtem 20 kanálů. Testováno bylo hlavně připojení elektrod na periferní nervy. Druhým subjektem byl 47letý muž, který málem nepřežil průmyslovou havárii v roce 2004. Horní končetina v oblasti loketního kloubu mu musela být amputována. Subjekt se dobrovolně přihlásil k experimentální léčbě a v roce 2013 podstoupil implantaci elektrod. Měsíčně docházel do Cleveland Veterans Affairs Medical Center v Ohio a byl testován na různé modulace a velikosti signálu, identifikoval prahová minima a snesitelná maxima a alokoval diferencovaný signál z dlaně na jednotlivá nervová spojení.

U prvního subjektu systém vydržel funkční po dobu 8 týdnů. U druhého dokonce po dobu 68 týdnů. Impedance elektrod v obou případech zůstala stabilní a pohybovala se kolem 3 k Ω .

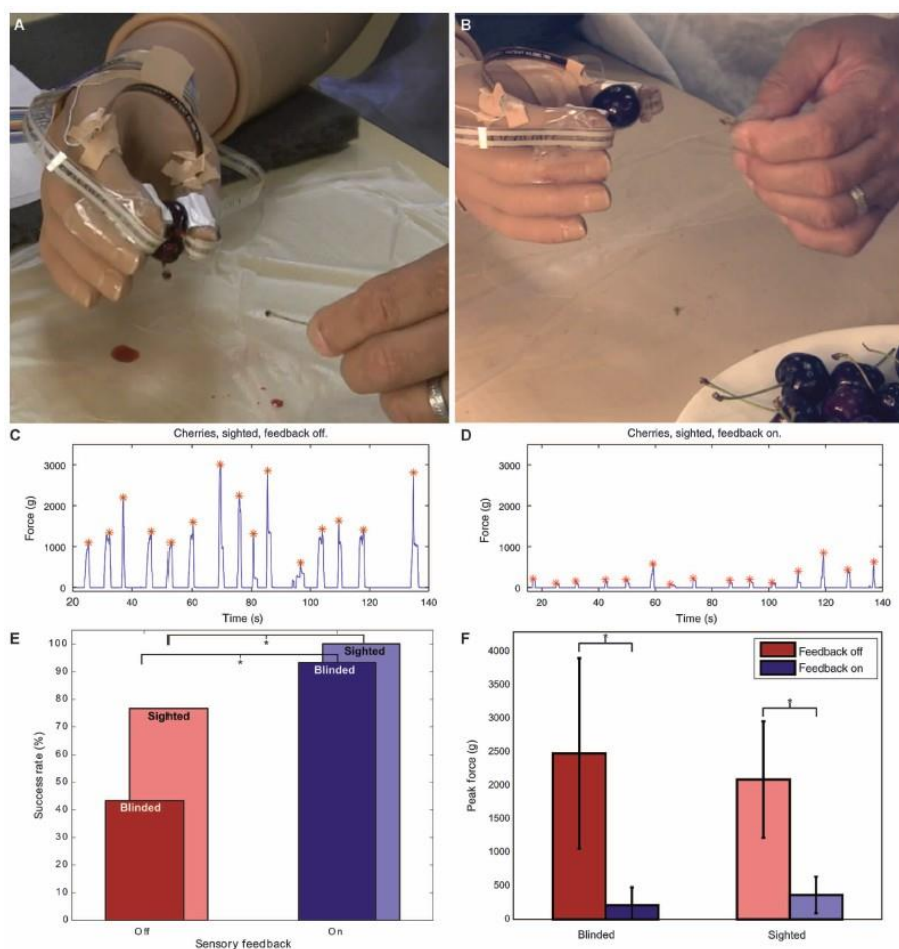
Závěr

Neustálý vývoj biomedicínských přístrojů nás nepřestává udivovat svými výsledky a poukazuje na fakt, že komunikace stroje a biologického materiálu není nemožná. Systém zatím stále nedokáže navrátit pocit a funkci zdravé končetiny, ale pro lidi s amputací vytváří jediný ekvivalent, a zlepšuje tak jejich kvalitu života. Tato studie posunula vývoj a přispěla k další formě „ztělesnění“ těla s robotem.

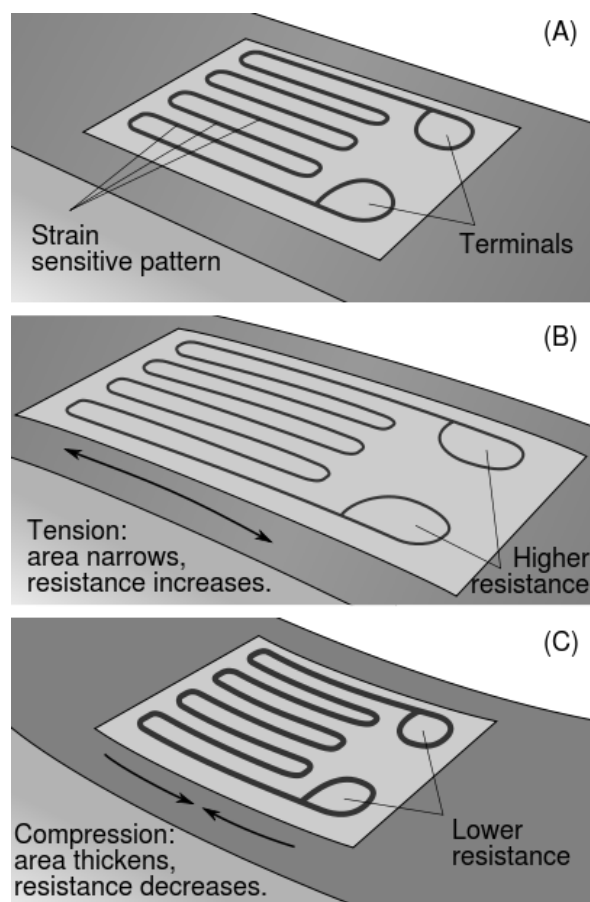
Doprovodná výsledková část



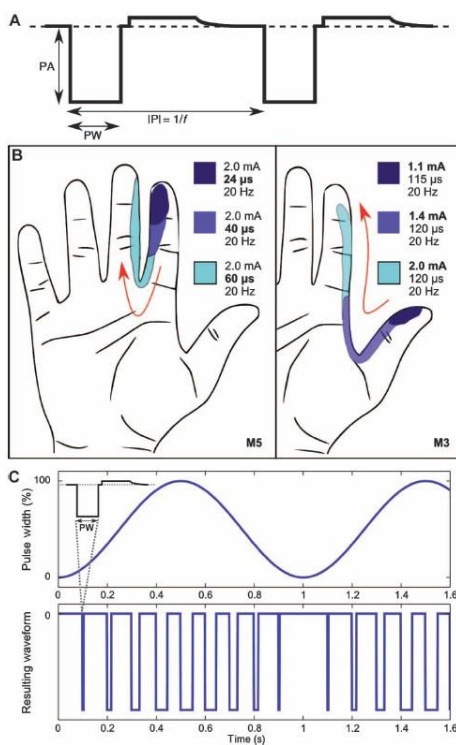
Obrázek 9: A – ukázka napojení jednotky UECU k periferním nervům, B – přiřazení částí dlaně k periferním nervům. Mediální nerv inervuje modré části dlaně, ulnární zelené a radiální červené.



Obrázek 10: Porovnání výsledku odstopkování třeště, A – funkce silové odezvy vypnuta, B – funkce silové odezvy zapnuta



Obrázek 11: Grafické vysvětlení principu tenzometru



Obrázek 12: Použití časově proměnné pulzně šířkové modulace

Reference

- [4.1] C. Pylatiuk, A. Kargov, S. Schulz, Design and evaluation of a low-cost force feedback system for myoelectric prosthetic hands. *J. Prosthet. Orthot.* 18, 57–61 (2006).
- [4.2] Strain gauge. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2018-06-23]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Strain_gauge

2.6 Další relevantní zdroje k dané problematice

[5] BACKMAN, Daniel E., Bauer L. LESAVAGE a Joyce Y. WONG. Versatile and inexpensive Hall-Effect force sensor for mechanical characterization of soft biological materials. *Journal of Biomechanics*[online]. 2017, 51, 118-122 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.11.065. ISSN 00219290.

Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929016312441>

[6] BINGGER, P., M. ZENS a P. WOIAS. Highly flexible capacitive strain gauge for continuous long-term blood pressure monitoring. *Biomedical Microdevices* [online]. 2012, 14(3), 573-581 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1007/s10544-012-9636-9. ISSN 1387-2176.

Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10544-012-9636-9>

[7] MITSUISHI, Mamoru, Naohiko SUGITA a Phongsaen PITAKWATCHARA. Force-Feedback Augmentation Modes in the Laparoscopic Minimally Invasive Telesurgical System. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* [online]. 2007, 12(4), 447-454 [cit. 2018-06-24]. DOI: 10.1109/TMECH.2007.901968. ISSN 1083-4435.

Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4291579/>

[8] RAUSCH, Jacqueline. Force Sensor Design. KERN, Thorsten A., ed. *Engineering Haptic Devices* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, 2009-6-12, s. 313-356 [cit. 2018-06-24]. DOI: 10.1007/978-3-540-88248-0_10. ISBN 978-3-540-88247-3.

Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-88248-0_10

2.7 Závěr rešerše

[1] Tento rešeršní článek popisuje vývoj zcela nového senzoru síly, založeného na proměnlivosti vlnové délky odraženého světla v optickém vlákne pro lékařské účely. Výhodou oproti konvenčním sensorům, které jsou založeny na tenzometrech, je elektrická stálost oproti rušení a rozlišitelnost expanzní a kompresní síly. Čidlo je kompaktní, lehké, biokompatibilní, čili ideální pro použití v biomedicíně.

[2] Tato studie se zabývala zavedením kloubové struktury pro měření sil na laparoskopickém robotu. Tento systém byl zhotoven z několika speciálních kloubů, ve kterých byla implementována čidla snímající kroutivý moment. Korejský tým provedl úspěšný operativní test na zvířeti, a proto považuje svůj výsledek za signifikantní.

[3] Článek se zabývá vývojem tříosého čidla pro protetické účely. Senzor splnil všechna očekávání, a vytvořil tak unikátní možnosti měření normálových a smykových sil pro biomechanická použití. Studie zkoumá rozpoložení tlaku na protetickou končetinu při různých aktivitách, a snaží se tak zvýšit pohodlí při nošení této náhrady. Analyzuje jednotlivá místa, kde protetická náhrada sedí perfektně, a naopak části, kde dochází k negativnímu smykovému tření. Pokročilý proces křemíkového leptání umožnil miniaturizaci do adekvátní velikosti, která je ideální pro protetická použití.

[4] Článek pojednává o experimentální implantaci systému do těl dvou pacientů s amputovanou horní končetinou. Toto zařízení transformuje informace o působící síle na protetickou dlaň a přenáší ji formou elektrických impulzů do periferních nervů pacienta. Pro lidi s amputací vytváří jediný ekvivalent zdravé končetiny, a zlepšuje tak jejich kvalitu života. Tato studie posunula vývoj a přispěla k další formě „ztělesnění“ těla s robotem.

2.8 Výsledky dalšího hledání v databázích

Výsledky hledání (časové vymezení 1992–2018) v databázi Web of Science po zadání klíčových slov: Force, Sensor, Design – **bylo nalezeno 11 266 výsledků.**

Výsledky hledání (časové vymezení 1992–2018) v databázi Web of Science po zadání klíčových slov: Force, Sensor, Design, Refined by: WEB OF SCIENCE CATEGORIES: (ENGINEERING BIOMEDICAL) – **bylo nalezeno 697 výsledků.**

Výsledky hledání (časové vymezení 2010–2018) v databázi Web of Science po zadání klíčových slov: Force, Sensor, Design, Refined by: WEB OF SCIENCE CATEGORIES: (ENGINEERING BIOMEDICAL) – **bylo nalezeno 411 výsledků.**

Výsledky hledání (časové vymezení 1992–2018) v databázi Web of Science po zadání klíčových slov: Force Sensor Design) Refined by: WEB OF SCIENCE CATEGORIES: (ENGINEERING BIOMEDICAL) AND TOPIC: (Strain Gauge) – **bylo nalezeno 38 výsledků.**

Výsledky hledání (časové vymezení 1992–2018) v databázi Web of Science po zadání klíčových slov: (Force Sensor Implementation) – **bylo nalezeno 1 393 výsledků.**

Výsledky hledání (časové vymezení 1992–2018) v databázi Web of Science po zadání klíčových slov: (Force Sensor Implementation, Refined by: WEB OF SCIENCE CATEGORIES: (ENGINEERING BIOMEDICAL) – **bylo nalezeno 62 výsledků.**

Výsledky hledání (časové vymezení 1992–2018) v databázi Google Scholar po zadání klíčových slov: Force, Sensor, Design – **bylo nalezeno 130 000 výsledků.**

Výsledky hledání (časové vymezení 2017–2018) v databázi Google Scholar po zadání klíčových slov: Force, Sensor, Design – **bylo nalezeno 29 900 výsledků.**

Výsledky hledání (časové vymezení 1992–2018) v databázi ResearchGate po zadání klíčových slov: Force, Sensor, Design – **bylo nalezeno 598 výsledků.**

2.9 Vlastní závěry a úvahy

Cílem bylo prozkoumat variabilitu provedení senzorů síly a jejich implementaci do biomedicínských přístrojů. Sílu jakožto fyzikální veličinu lze měřit různými způsoby a tato řešeršní práce vyzdvihuje ty nejzajímavější a nejpraktičtější formy provedení senzorů. Zabýval jsem se konstrukcí využívající optická vlákna, kloubovým čidlem snímajícím velikost kroutivého potenciálu, mikroskopickými piezorezistory o velikosti jen několika desítek μm a na závěr systémem implantovaným do těl dvou pacientů s amputovanou horní končetinou, který transformuje tenzometrická data o působící síle na protetickou dlaň a přenáší ji formou elektrických impulzů do periferních nervů pacienta.

Mnohé ze zpracovaných studií posunuly vývoj a přispěly k další formě „ztělesnění“ těla s robotem, a zvýšily tak komfort pacientů. Inovace těchto přístrojů, dle mého názoru, směřují správnou cestou.

Pro svou praktickou část bakalářské práce jsem si vybral celkem 3 senzory. Dva z nich fungují na principu tenzometru a u třetího budou informace o působící síle napřed přepočítávány, jelikož se jedná o akcelerometr, který snímá zrychlení. Pro všechny senzory si na nepájivém poli vytvořím vhodné zapojení, abych si výstupní signál mohl například zesílit. Mnou vybrané senzory přeměřím v systému ADInstruments.

3 Teoretická část

Kapitola se zabývá fyzikálními fakty a principy senzorů, které byly vybrány jak pro řešeršní, tak pro praktickou část této práce.

3.1 Analýza fyzikálních principů

Fyzikálně si odvodím velikost tíhového zrychlení pro Ostravu, abych při pozdějších měřeních věděl, jaká je přesná teoretická hodnota, ke které by se mi měly výsledky mých senzorů ideálně přibližovat. Výpočet provedu pro střed budovy C v komplexu Vysoké školy báňské – Technické univerzity Ostrava. Přesná zeměpisná šířka je uvedena na Obrázek 14. ^[17]

Jelikož Země kolem své osy rotuje stálou úhlovou rychlostí $[\omega]$, je na různé body na jejím povrchu vyvíjena různá velikost tíhového zrychlení. Tíhové zrychlení $[\vec{A}_G]$ je výslednice gravitačního zrychlení $[\vec{A}_g]$ směřující do ideálního středu Země a zrychlení odstředivého $[\vec{A}_0]$ směřující kolmo od osy jejího otáčení. (Viz: Obrázek 13). Velikost tíhového zrychlení se dá vypočítat pomocí vztahu: $\vec{A}_G = \vec{A}_g - \vec{A}_0$ z čehož vyplývá, že na hmotný bod bude tíhová síla působit nejvíce v oblasti zemských pólů, naopak nejméně v oblasti rovníku.

Začnu přesným výpočtem obvodu rovnoběžky Ir pro stanovenou zeměpisnou šířku.

$$Ir = 2\pi \cdot R_Z \cdot \cos(\alpha)$$

$$Ir = 2\pi \cdot 6371 \cdot 10^3 \cdot \cos(49,833922) = 25819677 \text{ m}$$

$$2\pi \cdot r = 25819677$$

$$r = \frac{25819677}{2\pi}$$

$$r = 4109329 \text{ m}$$

$$\vec{A}_0 = \frac{v^2}{r} = \omega^2 \cdot r$$

$$\vec{A}_0 = (7,29 \cdot 10^{-5})^2 \cdot 4109329$$

$$\vec{A}_0 = 0,0218386 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$$

$$\vec{A}_g = G \frac{M_Z}{r^2}$$

$$\vec{A}_g = 6,67408 \cdot 10^{-11} \cdot \frac{5,972 \cdot 10^{24}}{(6370 \cdot 10^3)^2} = 9,822733 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$$

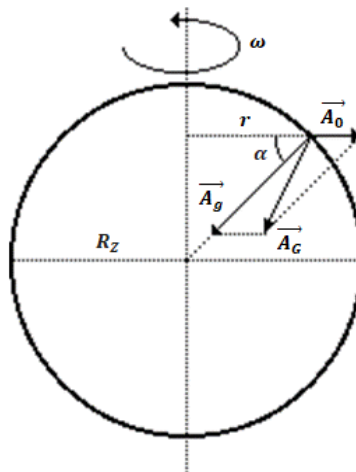
$$\vec{A}_G = \sqrt{A_g^2 + A_0^2 - 2A_gA_0 \cdot \cos(\alpha)}$$

$$\vec{A}_G = \sqrt{9,822733^2 + 0,0218386^2 - 2 \cdot 9,822733 \cdot 0,0218386 \cdot \cos(49,833922)}$$

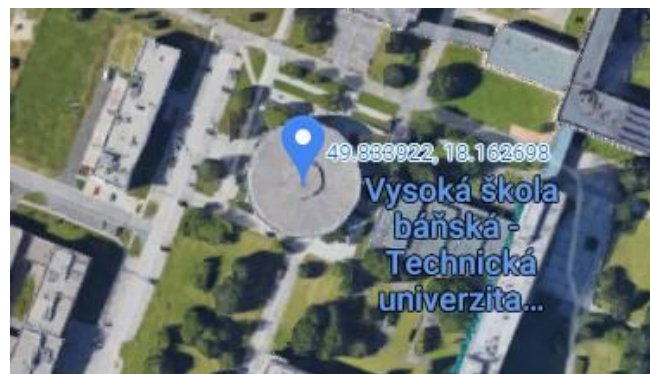
$$\vec{A}_G = 9.8086612 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$$

Rovnice 3: Výpočet tíhového zrychlení $[\vec{A}_G]$ kampusu VŠB

Výpočet byl proveden za předpokladu, že Země je dokonale kulatý homogenní objekt o hmotnosti $M_Z = 5,972 \cdot 10^{24} \text{ kg}$ a rotující úhlovou rychlostí $\omega = 7,29 \cdot 10^{-5} \text{ rad} \cdot \text{s}^{-1}$, poloměru 6370 km. Naprosto přesná hodnota místního tíhového zrychlení bude záviset nejen na geografické šířce, ale i na nadmořské výšce a nepatrně i na lokální hustotě hornin pod povrchem. Brát v potaz by se mohl i fakt, že reálný tvar Země je elipsoid. Tabulková hodnota pro Českou republiku se udává $9,81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$, a tak považuji svůj výsledek za signifikantní.



Obrázek 13: Zobrazení vektorů tíhového, gravitačního a odstředivého zrychlení



Obrázek 14: Zeměpisná šířka budovy C (49,833922°) ^[17]

3.2 Analýza rešeršních senzorů

V této kapitole provedu analýzu senzorů, které jsem uvedl v rešeršní části.

3.2.1 Optické

Senzory jsou sestaveny z transparentního materiálu, který tvoří ohebné vlákno. Středem prochází paprsek světla, který se na jeho konci vlivem reflexní fólie odráží zpět. Princip určení velikosti síly spočívá v proměnlivosti vlnové délky spektrálního odrazu světla, které je adekvátní k míře deformace vlákna. Čili při působící síle musí světelný paprsek v elongujícím optickém vlákne urazit delší vzdálenost a tím pádem i zvětšit výstupovou vlnovou délku. V kontrahujícím vlákne dochází k opaku a paprsek putuje kratší vzdálenost a jeho outputová vlnová délka je kratší. Princip je demonstrován na Obrázek 3.

3.2.2 Elektromagnetické

Princip spočívá v použití speciálních servomotorků, ve kterých jsou implementovány čidla fungující na principu Hallova jevu. Vnitřní Hallova sonda snímá velikost magnetického pole, které je vygenerováno servomotorkem. Napětí $[U_h]$ se dá vypočítat pomocí vzorce $[U_h = k \cdot B \cdot I]$, kde k je konstanta (zahrnuje typ materiál a tloušťku destičky), I je stejnosměrný proud a B je časově proměnná magnetická indukce. Sledovaný krouťivý potenciál je adekvátní k působící síle na jednotlivé rameno přístroje.

3.2.3 Piezorezistorové

Pro měření velice malých sil byly vyvinuty speciální miniaturní senzory. Skládají se ze dvou na sobě připevněných částí. Primární částí je detekována normálová a smyková síla. Sekundární část plní funkci nosiče, který vytváří vodivé cesty podle toho, jakým vektorem působí přenášená síla. Primární část funguje na principu piezoresistorů, kterými prochází velice malý proud. V případě mechanické deformace dojde k tomu, že piezoresistor zvýší svůj odpor a vznikne zde úbytek procházejícího proudu. Proud procházející všemi piezoresistory je monitorován a jeho velikost determinuje působící smykovou nebo normálovou sílu. Konstrukce čipu je ukázána na Obrázek 5, Obrázek 6 a Obrázek 7.

3.2.4 Tenzometrické

U těchto typů slouží jako senzor tenzometr. Ten funguje na principu Hookeova zákona a míra deformace je adekvátní odporu tenzometru. Z proměnného odporu je po snadné aplikaci Ohmova zákona sledováno proměnné napětí. Pro snazší pochopení je vše graficky znázorněno na Obrázek 11.

3.3 Analýza senzorů praktické části

S mým vedoucím panem doc. Ing. Martinem Augustynkem, Ph.D. jsme se shodli na objednání celkem tří senzorů od firmy Adafruit Industries a SparkFun Electronics, a to na dvou čidlech fungujících na principu tenzometru a na jednom akcelerometru. Nejdůležitějším faktorem pro výběr senzorů do mé praktické části byla dostupnost a nikterak přemrštěná cena. Rozhodli jsme se objednat následující senzory:

3.3.1 Load Sensor - 50kg, SEN-10245

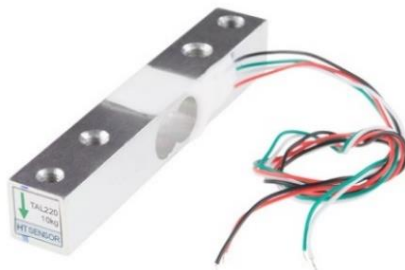
Senzor funguje na principu tenzometru, který je umístěn na nejužší části středového kovového nosníku. Právě zde dochází k nejrazantnější deformaci, která se přenáší na tenzometr. V závislosti na prohnutí dochází ke změně el. odporu.



Obrázek 15: Load Sensor, SEN-10245 ^[15]

3.3.2 Load Cell - 10kg, Straight Bar, SEN-13329

Senzor využívá hned dvojici tenzometrů, které jsou umístěny naproti sobě. Jejich přesná lokace je nad a pod zeslabenou částí tyče, protože zde dochází k nejmarkantnější deformaci. Logicky platí, že když se jeden tenzometr rozpíná a adekvátně zvyšuje svůj elektrický odpor, tak se druhý tenzometr smršťuje a svůj el. odpor naopak zmenšuje. Aby nedošlo k vnějšímu poškození, je prostor tenzometrů chráněn silikonovým obalem.



Obrázek 16: Load Cell, SEN-13329 ^[14]

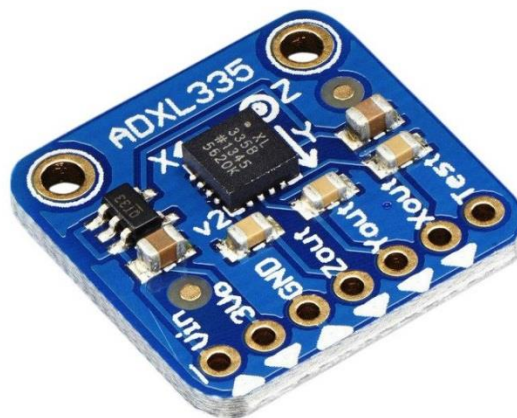
3.3.3 SparkFun Triple Axis Accelerometer, SEN-09269

Dle datasheetu se jedná o MEMS (Microelectromechanical system) akcelerometr. Konkrétně tento senzor funguje na principu proměnné kapacity tříelektrodových vzduchových kondenzátorů. Využívá se zde známé nelineární závislosti kapacity C na vzdálenosti elektrod kondenzátoru d , jinými slovy na velikosti vzduchové mezery.

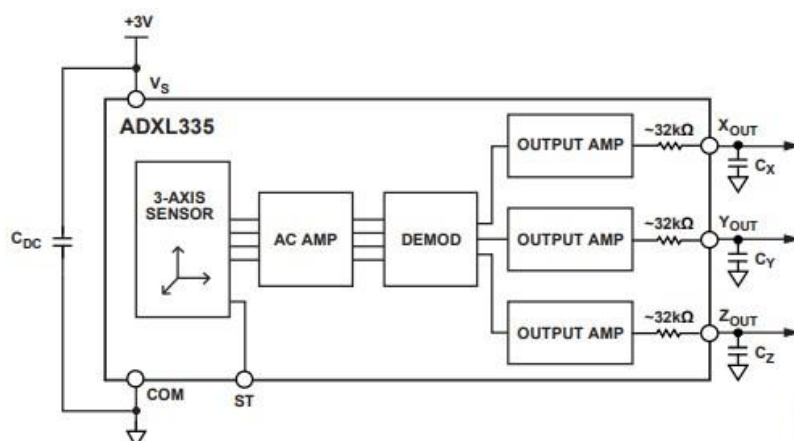
V prostoru mezi deskami elektricky nabitého kondenzátoru s konstantní plošnou hustotou σ nabývá homogenní elektrické pole intenzitu $E = \frac{\sigma}{\epsilon}$.

Po úpravě vzorců $U = \frac{Q}{C}$, $E = \frac{\sigma}{\epsilon}$, $U = E \cdot d$, $C = \frac{Q}{E \cdot d}$, $C = \frac{\epsilon \cdot Q}{d \cdot \sigma}$ a $\sigma = \frac{Q}{S}$ získám vzorec $C = \frac{\epsilon \cdot S}{d}$ (kde: E = intenzita elektrického pole, ϵ = permitivita, konstanta, S = plocha elektrod, σ = homogenní elektrické pole, d = vzdálenost elektrod kondenzátoru, U = napětí, Q = náboj na kondenzátoru). Velikost kapacity C je tedy úměrná $\frac{\epsilon \cdot S}{d}$.

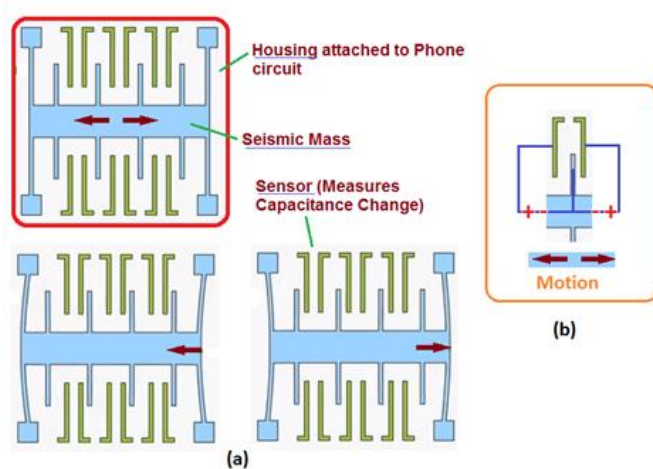
Konstrukce tohoto čidla je řešená tak, že jedna deska kondenzátoru je pevně fixována ve statické poloze, zatímco druhá (hmotnější) je ve sledované ose pohyblivá. Na druhou desku kondenzátoru jsou ze stran vedeny polysilikonové pružiny, které determinují míru deformace pro exaktní sílu, a v případě nulové zátěže reponují desku do výchozí polohy. Samotný senzor moduluje signál fázově na obdélníkové vlny s posunem o 180° . Amplituda signálu je zesílena zesilovačem. Fázově citlivý demodulátor determinuje velikost a směr akcelerace.



Obrázek 17: Triple Axis Accelerometer, ADXL335 ^[16]



Obrázek 18: Blokové schéma tříosého senzoru ADXL335



Obrázek 19: Princip kondenzátorového akcelerometru ^[13]

4 Praktická část

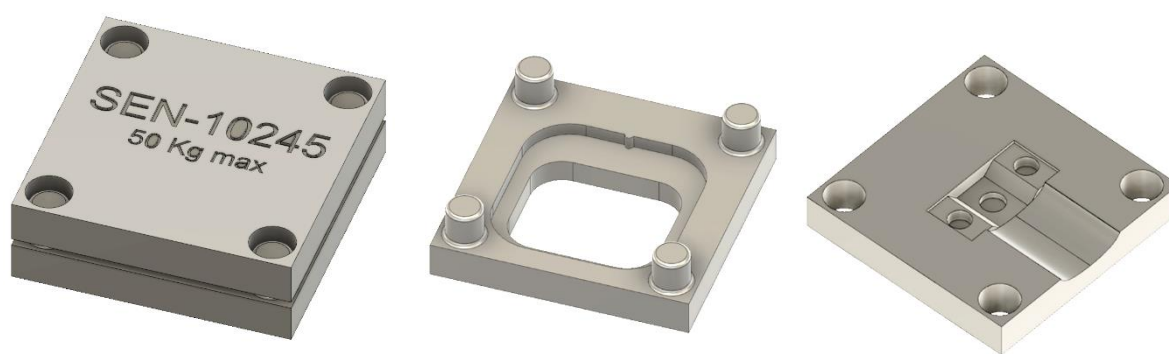
Praktická část se zabývala ověřením vlastností senzorů, které mi objednal můj vedoucí pan doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D. V kapitole je uvedeno, jakým způsobem senzory uchytit tak, aby se zajistil co nejlepší přenos síly z přípravku na samotné čidlo. Bylo provedeno zjištění, do jakého zapojení je vhodné senzory připojit, aby se zajistil rozumný napěťový nárůst i pro působení slabých sil. Na nepájivém poli bylo napřed provedeno ověření spolehlivosti a funkčnosti mnou vybraného zapojení, které jsem následovně vyleptal do desky plošných spojů, abych zajistil integritu zapojení pro co možná nejdelší dobu. V poslední fázi této kapitoly byla popsána tvorba laboratorní úlohy v softwaru LabAuthor společnosti ADInstruments. Toto mnou vytvořené laboratorní cvičení bude sloužit pro edukativní účely v předmětu Snímače a senzory v biomedicině.

Praktická kapitola je rozdělena do pěti sekcí, ve kterých je po částech demonstrován průběh mých prací, nezbytných k zhotovení kompletní a funkční laboratorní úlohy. Jsou zde uvedeny důvody, proč jsem se rozhodl pro dané řešení, a jakou cestou jsem se k němu dopravoval. V poslední sekci je popsána samotná úloha a informace, co v ní budou muset budoucí studenti přeměřit, alespoň z části pochopit, ale i to, co si v ní mohou studenti vyzkoušet.

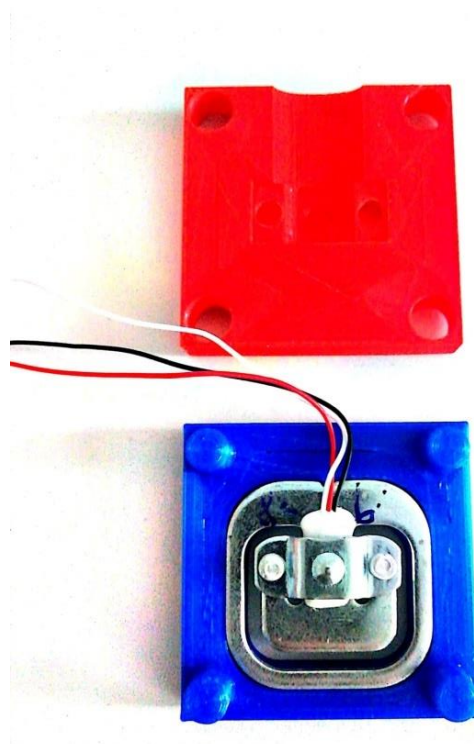
4.1 Zhotovení přípravků

V programu Autodesk Fusion 360 jsem si postupně namodeloval návrhy dvoudílných přípravků a poté je vytiskl na 3D tiskárně. Váhal jsem, jaký z tiskových materiálů zvolit. Mezi nejdostupnější patří ABS (Akrylonitrilbutadienstyren) a PLA (Polylactic Acid). ABS má sice mírně vyšší pevnost, pružnost a odolnost než objekty vyrobené z PLA, avšak za cenu komplikovanějšího tisku a faktu, že při tisku vznikají karcinogenní výpary. Zvolil jsem tedy materiál PLA a výsledná pevnost přípravků mi přijde naprosto dostačující.

4.1.1 Přípravek pro senzor SEN-10245-50kg firmy Sparkfun Electronics

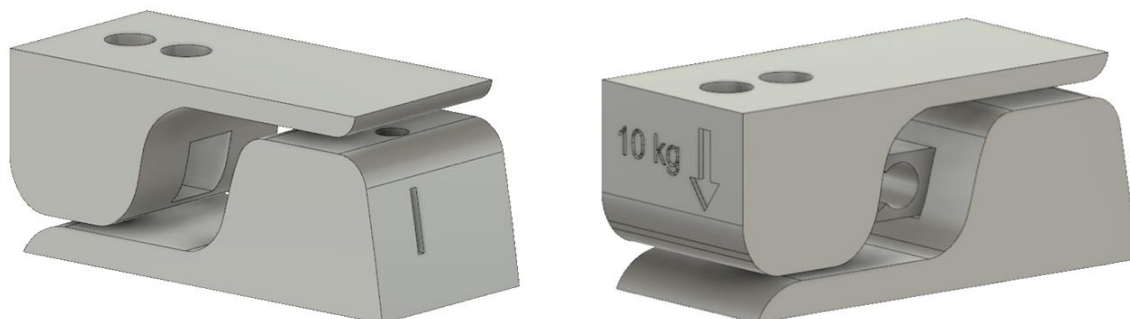


Obrázek 20: 3D model návrhu přípravku

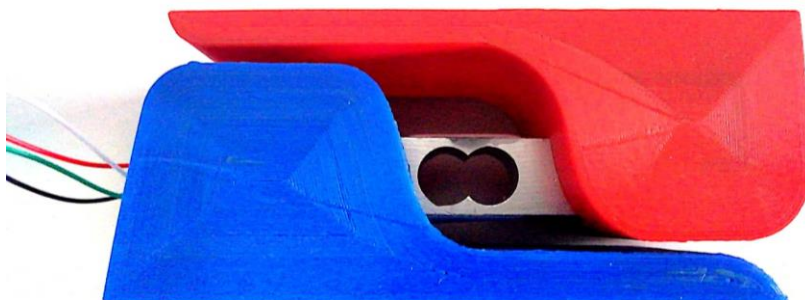


Obrázek 21: Vytištěný dvoubarevný přípravek s již vsunutým senzorem

4.1.2 Přípravek pro senzor SEN-13329-10kg, Straight Bar firmy Sparkfun Electronics



Obrázek 22: 3D model návrhu přípravku



Obrázek 23: Vytištěný přípravek s viditelným senzorem, který je přichycen šrouby 2x M4 a 2x M5

4.2 Volba vhodného měřicího zapojení

Pro měření měnicího se odporu by se dalo použít jednoduché zapojení voltmetru v paralelním zapojení na tenzometr. Viz: Schéma 1. Pokud bych do tohoto obvodu zapojil rezistor, jehož odpor by byl srovnatelný s vnitřním odporem voltmetru, pak bych se při výpočtu dopustil značné chyby. Jelikož odpory tenzometrů jsou v řádech tisíců až desetitisíců ohmů, shledal jsem tento typ zapojení jako nepřijatelný. Docházelo by ke značné chybě měření způsobené parazitním proudem do voltmetru. Tento jednoduchý typ zapojení by byl vhodný pouze pro rezistory s malým odporem v řádech desítek až stovek ohmů.

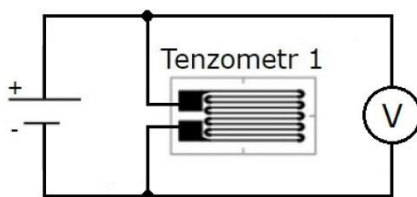


Schéma 1: Nevhodné zapojení

Dalším konvenčně používaným zapojení pro měření odporu jsou různé variace Wheatstoneova můstku. Výhodou oproti předešlému zapojení je možnost měření odporu 1000 Ω a více. Dále fakt, že můstkové zapojení rezistorů je citlivější a dochází k potlačení efektu parazitního proudu tekoucího do měřicího přístroje. Wheatstoneův můstek se dá realizovat jako „full bridge“, kde jsou dosazeny jako proměnné měřicí odpory všechny čtyři, „half bridge“, kde polovina odporů tvoří referenci měnicí dvojici tenzometrů a „quarter bridge“, kde tři odpory tvoří referenci jednomu proměnnému tenzometru. Téměř vždy platí, že čím více je v můstku osazeno tenzometrů, tím vyšší je citlivost senzoru.

Třetí možností by bylo použití Thomsonova můstku, který se používá pro extrémně malé odpory až $10^{-6} \Omega$ a je nezávislý na změnách napětí. Výsledek měření není zkreslen odporem měřicích vodičů nebo jinými přechodovými odpory.

Zaujala mě myšlenka Wheatstoneova můstku a zapojení jsem se rozhodl realizovat pomocí něj.

4.2.1 Odvození vztahu pro nezatížený a zatížený Wheatstoneův můstek

Budu vycházet ze Schéma 2 z faktu, že při nezatíženém můstku prochází mezi uzly A a B nulový proud. Tedy:

$$I_A = 0$$

Z tohoto tvrzení můžu vyvodit, že mezi těmito uzly musí být nulový rozdíl potenciálů čili napětí na rezistorech R_1 a R_2 musí být totožné, stejně tak musí být totožné napětí na rezistoru R_3 a na tenzometru R_{Tenz} . Platí:

$$U_1 = U_2 \text{ a } U_3 = U_{Tenz}$$

$$R_1 \cdot I_1 = R_2 \cdot I_2 \text{ a } R_3 \cdot I_3 = R_{Tenz} \cdot I_{Tenz}$$

Dle prvního Kirchhoffova zákona mohu postupovat následovně:

$$I_1 = I_3 \text{ a } I_2 = I_{Tenz}$$

S využitím této podmínky mohu rovnici přepsat:

$$R_1 \cdot I_1 = R_2 \cdot I_2 \text{ a } R_3 \cdot I_1 = R_{Tenz} \cdot I_2$$

Po vydělení rovnic navzájem dostávám finálně upravený vztah pro vyvážený můstek:

$$\frac{R_1}{R_3} = \frac{R_2}{R_{Tenz}}$$

Pro výpočet odporu tenzometru uplatním vztah:

$$R_{Tenz} = \frac{R_2 + R_3}{R_1}$$

Větve A a B lze považovat za napěťový dělič.

Pro výpočet napětí mezi uzly A a B na nevyváženém můstku použiji vztah:

$$U_{AB} = U \left(\frac{R_3}{R_1 + R_3} - \frac{R_{Tenz}}{R_2 + R_{Tenz}} \right)$$

Rovnice 4: Odvození vztahu pro nezatížený a zatížený Wheatstoneův můstek

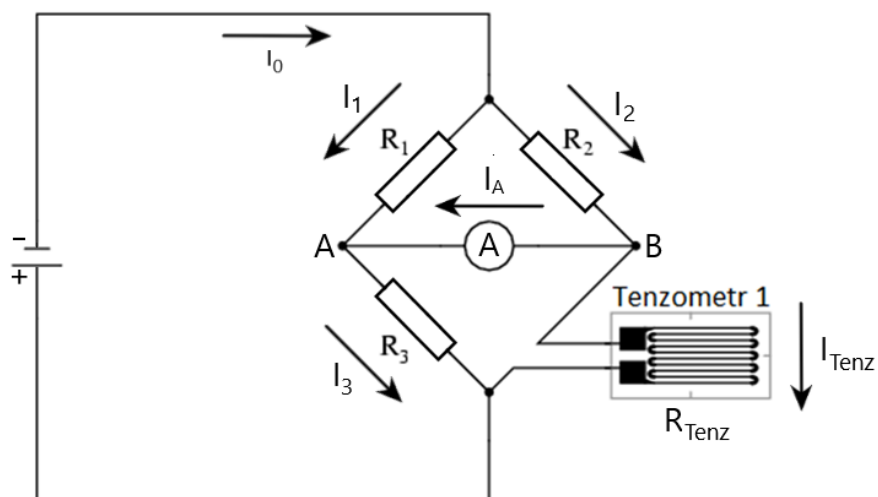


Schéma 2: Základní zapojení pro odvození vztahu Wheatstoneova můstku

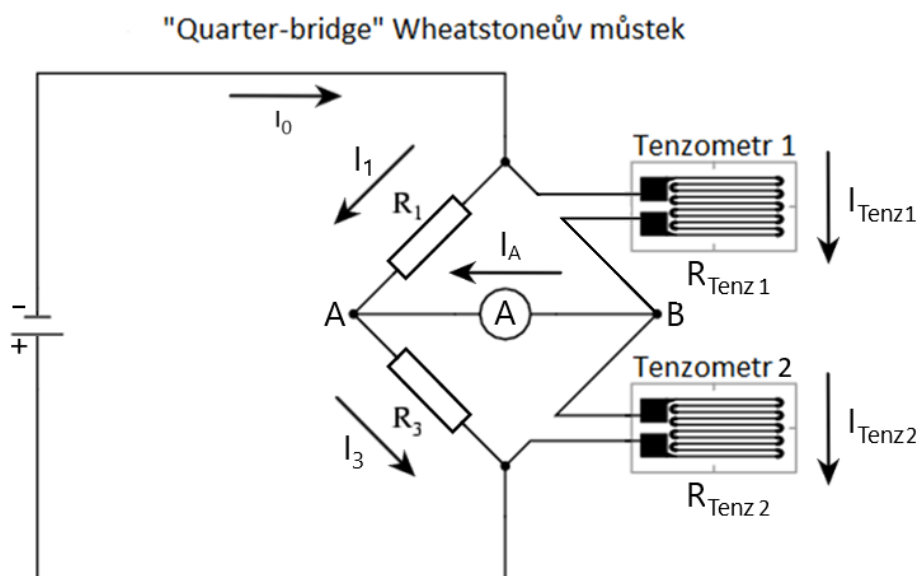


Schéma 3: Odvození pro dvoutenzometrický obvod

Pro případ dvoutenzometrického zapojení budu vycházet ze Schéma 3

$$I_A = 0$$

$$U_1 = U_{Tenz\ 1} \text{ a } U_3 = U_{Tenz\ 2}$$

$$R_1 \cdot I_1 = R_{Tenz\ 1} \cdot I_{Tenz\ 1} \text{ a } R_3 \cdot I_3 = R_{Tenz\ 2} \cdot I_{Tenz\ 2}$$

Dle prvního Kirchhoffova zákona mohu postupovat následovně:

$$I_1 = I_3 \text{ a } I_{Tenz\ 1} = I_{Tenz\ 2}$$

S využitím této podmínky mohu rovnici přepsat:

$$R_1 \cdot I_1 = R_{Tenz\ 1} \cdot I_{Tenz\ 1} \text{ a } R_3 \cdot I_1 = R_{Tenz\ 2} \cdot I_{Tenz\ 1}$$

Po vydělení rovnic navzájem dostávám finálně upravený vztah pro vyvážený můstek:

$$\frac{R_1}{R_3} = \frac{R_{Tenz\ 1}}{R_{Tenz\ 2}}$$

Pro výpočet napětí mezi uzly A a B na nevyváženém můstku použiji vztah:

$$U_{AB} = U \left(\frac{R_3}{R_1 + R_3} - \frac{R_{Tenz\ 1}}{R_{Tenz\ 2} + R_{Tenz\ 1}} \right)$$

Rovnice 5: Odvození vztahu dvoutenzometrického zapojení

4.2.2 Zapojení pro senzor SEN-10245-50kg

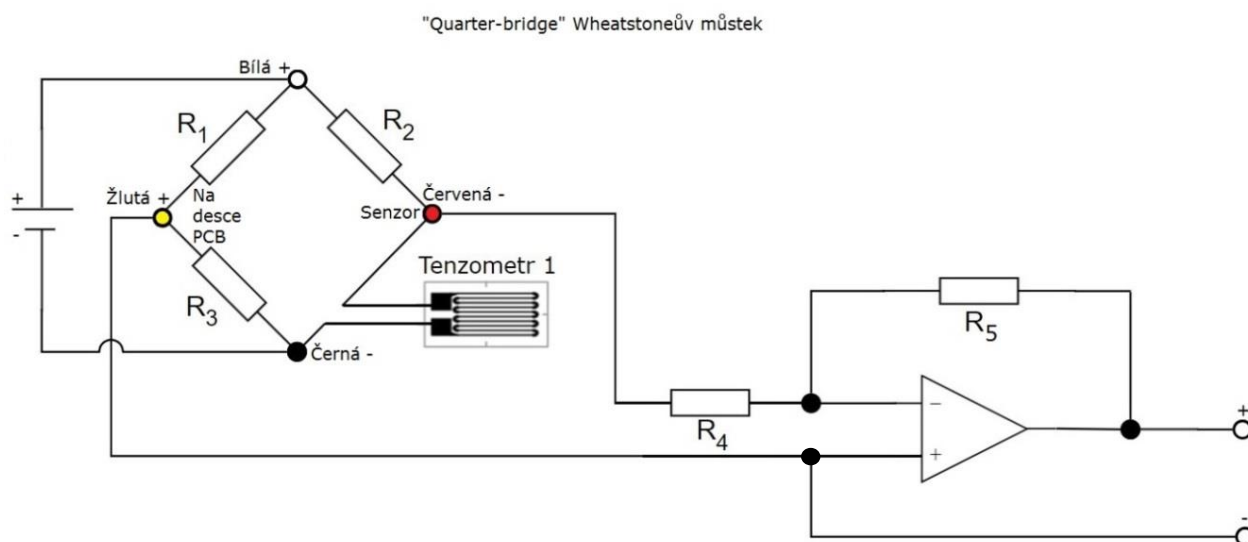
Rozhodl jsem se vytvořit následující zapojení (Schéma 4). Obvod je realizován pomocí „quarter bridge“ Wheatstoenova můstku, jelikož čidlo obsahuje jen jeden tenzometr. Ve vnitřním zapojení senzoru dominuje nejen tenzometr, ale i odpor R_2 o hodnotě 10 k Ω .

Zapojení mimo senzor je realizováno pomocí odporů R_1 a R_3 , obou o velikosti 10 k Ω , operačního zesilovače NE5532P a odporů určující zesílení signálu R_4 a R_5 . $R_4 = 10 \Omega$, $R_5 = 100 \text{ k}\Omega$. Při nezatíženém můstku zapojení generuje nulový signál s odchylkou setin Ω . Při zatížení dochází k změně odporu, konkrétně k zvyšování odporu tenzometru, a můstek se tak stává nevyváženým. Mezi větvemi Žlutá (+) a Červená (–) dochází k nárůstu napětí, které zesiluje invertující operační zesilovač dle vztahu:

$$A_U = -\frac{R_5}{R_4} A_U = -\frac{100 \text{ k}}{10} A_U = 10\,000 \times$$

Zesiluje tedy signál 10 000 x. Na invertující vstup operačního zesilovače je navedeno schválně záporné napětí, které je následně zesíleno a zinvertováno do kladných hodnot.

Funkce zapojení pro toto čidlo by se dala shrnout takto: Na senzor je vyvinuta určitá síla, tenzometr se do maximální hodnoty 50 kg zdeformuje lineárně, a to adekvátně k působící síle. Wheatstoneův můstek přejde ze stavu vyváženého na stav nevyvážený a na větvi Červená (–) se vytvoří záporný potenciál ku větvi Žlutá (+). Tento potenciál je adekvátní k působící síle. V poslední fázi se toto záporné napětí přivede na invertující operační zesilovač, kde dojde k zesílení a zinvertování signálu. Napětí je uvažováno ku umělé zemi, realizované na větvi Žlutá (+).



4.2.3 Zapojení pro senzor SEN-13329-10kg

Obvod (Schéma 5 a Schéma 5) jsem zrealizoval pomocí half bridge Wheatstoneova můstku, jelikož senzor obsahuje dva tenzometry. Ve vnitřním zapojení senzoru dominují nejen dva tenzometry, ale i dva odpory R_1 a R_2 o hodnotě $1\text{ k}\Omega$.

Zapojení mimo senzor je realizováno pomocí operačního zesilovače NE5532P a odporů určujících zesílení signálu R_3 a R_4 . $R_3 = 220\ \Omega$, $R_4 = 30\text{ k}\Omega$.

Při nezatíženém můstku zapojení generuje nulový signál s odchylkou setin Ω . Při zatížení dochází ke změně odporu na tenzometrech, konkrétně k zvyšování odporu tenzometru 1 a k snižování odporu na tenzometru 2. Můstek se tak stává nevyvážený. Mezi větvemi Bílá (-) a Zelená (+) dochází k nárůstu napětí, které je zesilováno neinvertujícím operačním zesilovačem dle vztahu:

$$A_U = -\left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) A_U = \left(1 + \frac{30k}{220}\right) A_U \approx 137\ x$$

Zesiluje tedy signál 137 x.

Funkce zapojení pro toto čidlo by se dala shrnout takto: Na senzor je vyvinuta určitá síla, tenzometry se do maximální hodnoty 10 kg zdeformují lineárně, a to adekvátně k působící síle. Tenzometr 1 odpor zvýší, tenzometr 2 odpor sníží. Wheatstoneův můstek přejde ze stavu vyváženého na stav nevyvážený a mezi větvemi Bílá (-) a Zelená (+) se vytvoří kladný potenciál. Tento potenciál je adekvátní k působící síle. V poslední fázi se toto kladné napětí přivede na neinvertující operační zesilovač, kde dojde k zesílení signálu 137 x. Napětí je uvažováno ku umělé zemi, realizované na větvi Bílá (-)

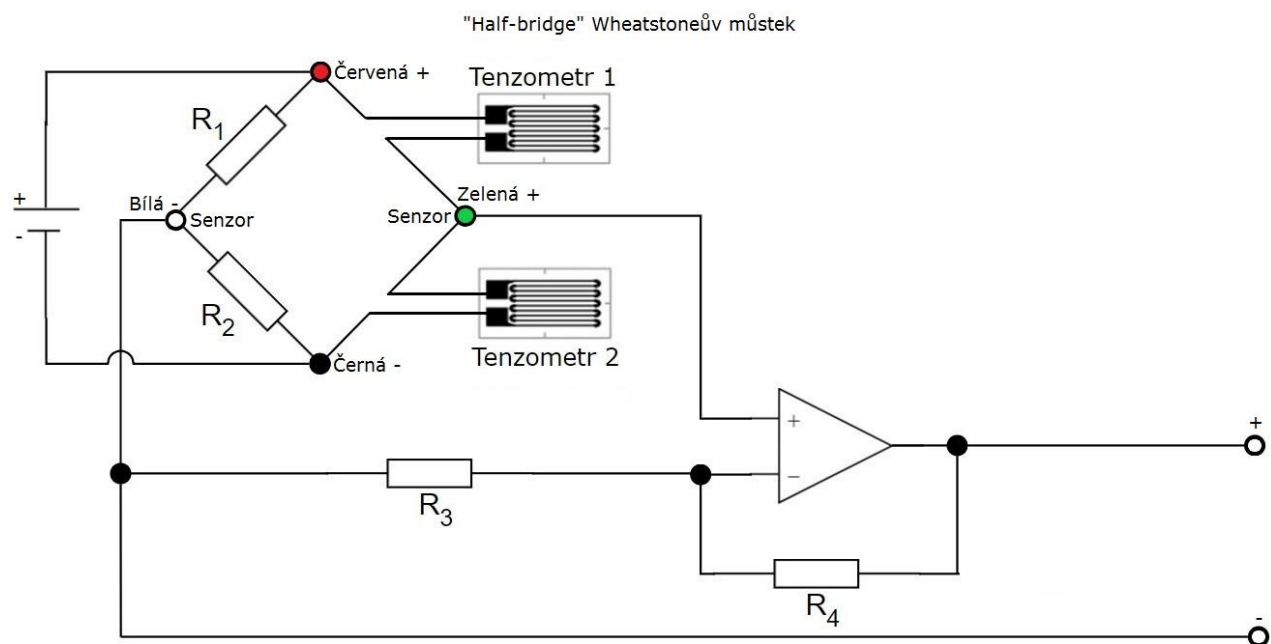
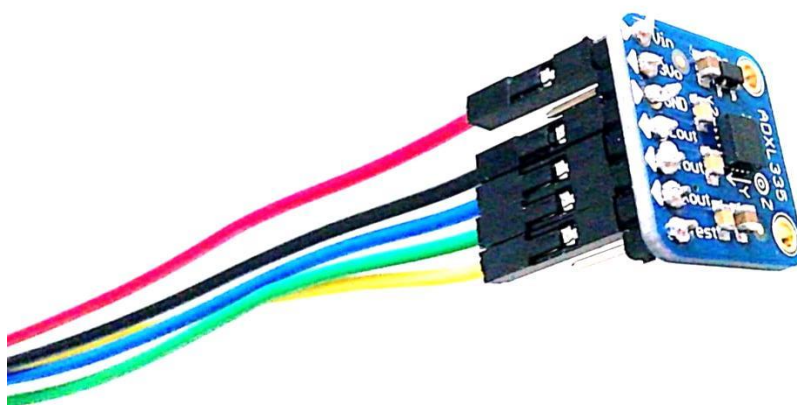


Schéma 5: Zapojení pro senzor SEN-13329-10kg

4.2.4 Zapojení pro senzor SEN-09269-Triple Axis Accelerometer

Tento akcelerometr pro svou správnou funkci nevyžaduje vytvoření předzesilovacího obvodu.



Obrázek 24: K senzoru jsem napájel přívodní drátky, které tvoří kontakty jak napájení, tak napěťových výstupů všech tří os

4.2.5 Připojení k přístroji PowerLab 15T

Všechny z čidel praktické části jsou připojeny k přístroji PowerLab 15T.

Přenos zajišťuje osmipinový koaxiální kabel, přes který jsou čidla jak napájena, tak je jím veden napěťový signál. Ze zmíněných osmi pinů využívám pouze pět z nich, a to: Positive 5 V napájecí pin, Negative 5 V napájecí pin, Analog ground Input (+), Input (+) ref. a „pin“ stínění vedeného po obvodu kabelu. Připojení všech pinů osmipinového DIN konektoru je uvedeno na Schéma 6.

Napájení přes přístroj PowerLab u senzorů SEN-13329-10kg a SEN-10245-50kg je realizováno tak, že k čidlu jsou připojeny jak pin Positive 5 V, tak pin Negative 5 V. Čidla jsou tedy napájena 10 V, což je dle datasheetů vrchní hranice konstrukčního napětí, které je ale přípustné pro dlouhodobé použití senzorů. Zvolil jsem tak proto, jelikož jsem chtěl mít co nejsilnější výstupní signál.

Napájení přes přístroj PowerLab u senzoru SEN-09269-Triple Axis Accelerometer je realizováno pouze pinem Positive 5 V a pinem Analog ground, jelikož konstrukční hodnota vstupního napětí je výrobcem stanovena na rozmezí 3-5 V.

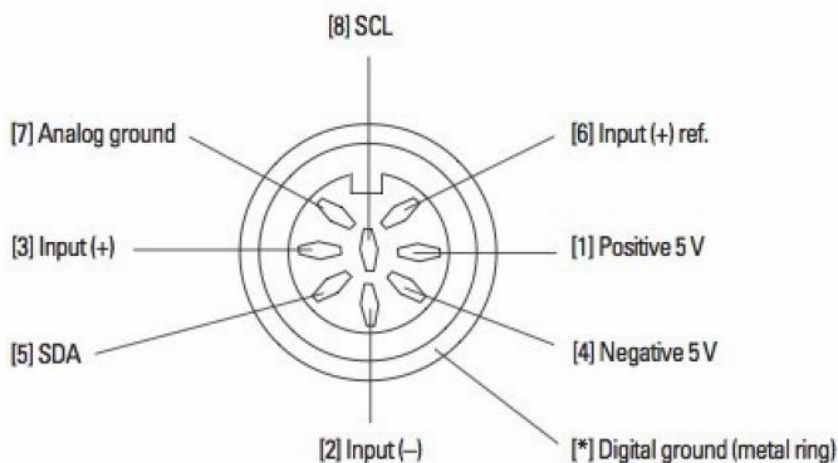


Schéma 6: Zapojení 8pinového DIN konektoru.

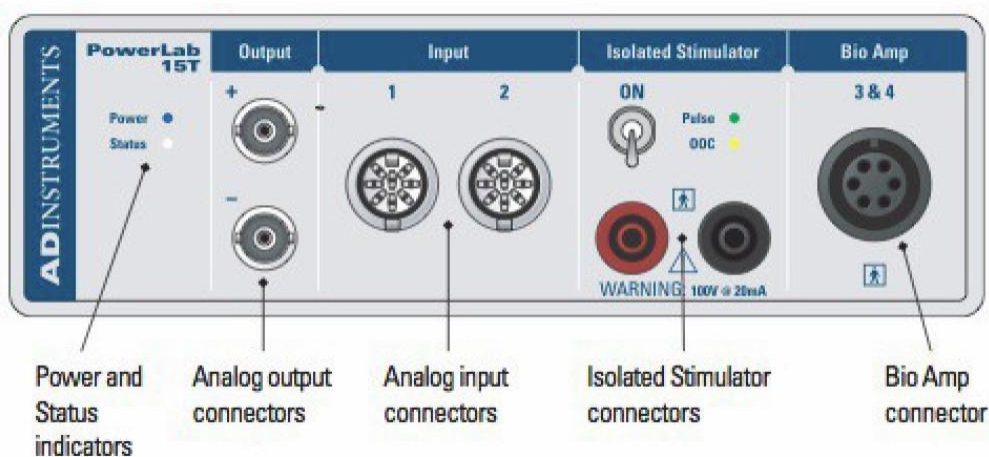
4.2.6 Jednotka PowerLab 15T

Jedná se o záznamové zařízení firmy ADInstruments^[21], které měří elektrické signály přicházející na vstupy v čelním panelu. Tento model je dvoukanálový a může měřit až 2 vstupní signály současně, čehož budu využívat v části: Zhotovení laboratorní úlohy v softwaru LabAuthor. K přístroji je dostupný následující software:

- **LabAuthor**
Slouží k tvorbě nových laboratorních úloh
- **LabTutor**
Pomocí něj se zobrazují vytvořené úlohy v LabAuthoru
- **Labtutor Kernel**
Vytváří virtuální předzpracování signálu. Nabízí mnoho typů digitálních filtrů, funkcí pro matematické zpracování signálů, nastavení rozsahu a podobně.
Já využívám pouze funkce nastavení měřicích rozsahů a digitální funkce „smoothing“, která vyhlazuje vstupní signál.

Na Obrázek 25 je zobrazena přední strana přístroje s významem jednotlivých sekcí.

- **Power and status indicator** – kontrolní LED indikující stav měření a připojení jednotky k síti.
- **Analog output connectors** – analogové konektory poskytující výstupní napětí 10 V.
- **Analog input connectors** – dva osmipinové DIN konektory pro připojení výstupních signálů ze senzoru. Tato připojení také zajišťují stejnosměrné napájení senzorů s hodnotou ± 5 V.
- **Isolated stimulator connectors** – konektory pro připojení stimulačních elektrod k izolovanému stimulátoru.
- **BioAmp connector** – vstup biozesilovače.



Obrázek 25: Jednotka PowerLab 15T

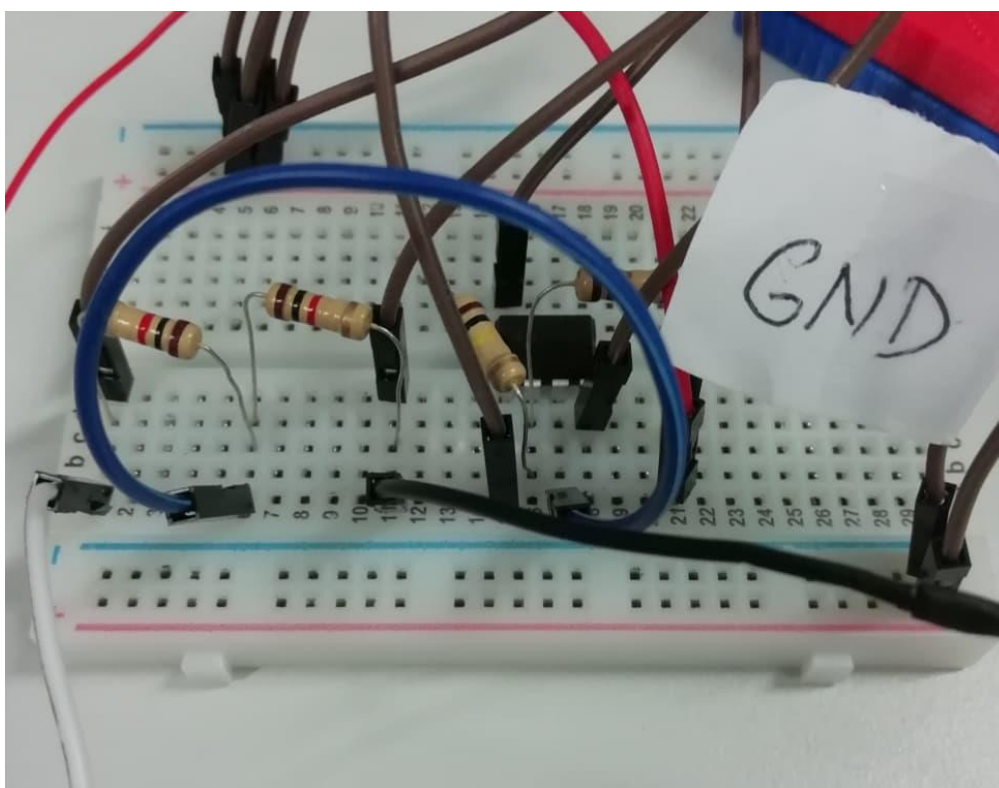
4.3 Ověření metody na nepájivém poli

Dle Schéma 4 a Schéma 5 jsem realizoval obvody, abych ověřil jak funkčnost zapojení, tak základní elektrické vlastnosti fyzických senzorů.

4.3.1 Ověření metody pro SEN-10245-50kg

Přeměřil jsem hodnotu odporu tenzometru, která se pro nezatížený senzor pohybovala v řádech $10\text{ k}\Omega \pm 1\text{ }\Omega$. Pro deformaci $\approx 40\text{ kg}$ byla hodnota odporu $9\text{ }984\text{ }\Omega \pm 1\text{ }\Omega$

Zapojení bylo spolehlivé a výstupní signál stabilní, proto považuji tento výsledek za signifikantní.

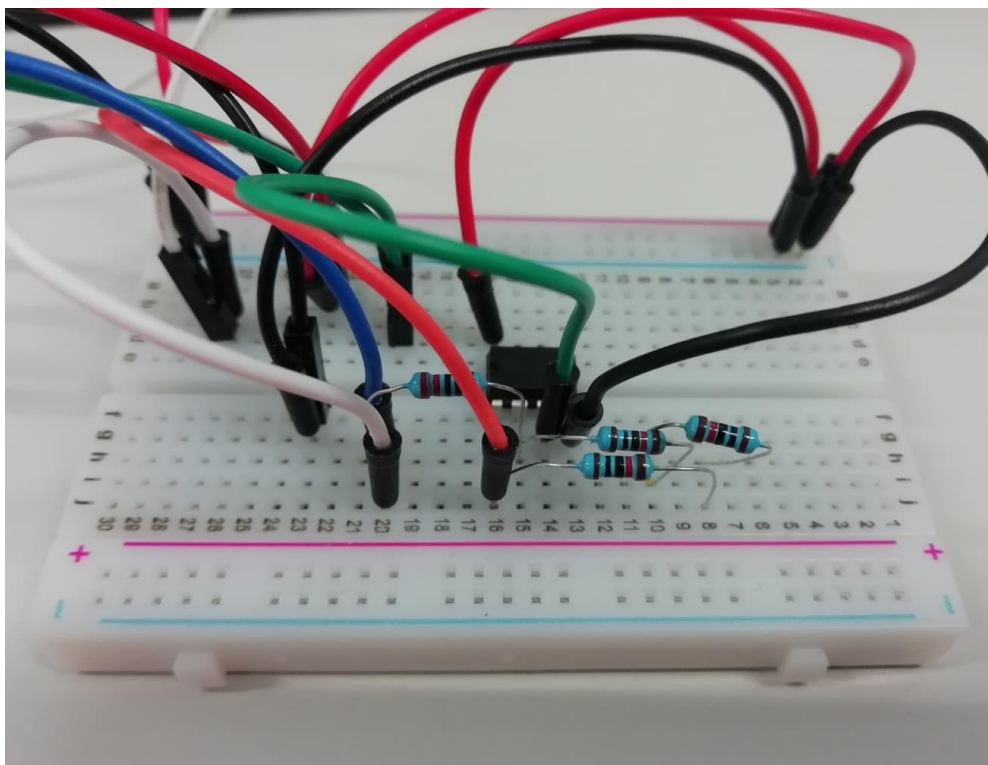


Obrázek 26: Zapojení pro SEN-10245-50kg

4.3.2 Ověření metody pro SEN-13329-10kg

U tohoto čidla jsem také experimentálně proměřil hodnoty odporu $R_{\text{Tenz } 1}$ a $R_{\text{Tenz } 2}$ a pro nezatížený senzor se pohybovaly v řádech $1 \text{ k}\Omega \pm 0,1 \Omega$. Při zátěži 10 kg hodnota $R_{\text{Tenz } 1}$ vzrostla na $1010 \Omega \pm 0,1 \Omega$ a hodnota $R_{\text{Tenz } 2}$ klesla na $990 \Omega \pm 0,1 \Omega$.

Zapojení bylo také spolehlivé a výstupní signál stabilní, proto považuji i tento výsledek za signifikantní.



Obrázek 27: SEN-13329-10kg

4.4 Tvorba desek plošných spojů

Po ověření metody zapojení na nepájivém poli jsem se rozhodl zhotovit desky plošných spojů. Deska PCB (Printed Circuit Board – deska plošných spojů) má nezpochybnitelnou výhodu stability fixovaného připojení všech kontaktů a spolehlivosti zapojení jako celku. V případě pohnutí s pinem, či jinou elektronickou součástí na nepájivém poli může dojít k přerušení kontaktu, což se u desky PCB stát nemůže, protože všechny piny a součástky jsou k desce připájeny.

4.4.1 Postup tvorby desky PCB

V této sekci uvedu postupně jednotlivé kroky výroby mých desek

Celý proces leptání jsem provedl v přízemní laboratoři budovy FEI, která je vybavena potřebnou aparaturou a chemikáliemi.

4.4.1.1 Návrh zapojení v programu EasyEDA ^[19]

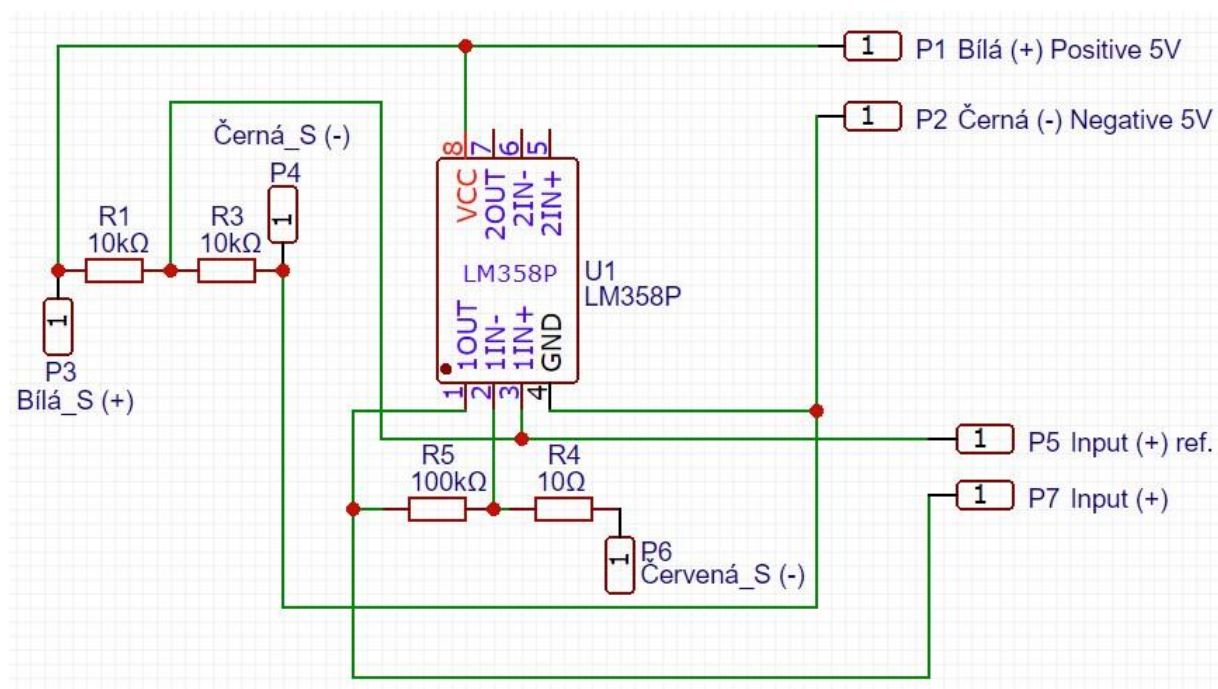


Schéma 7: Návrh zapojení pro senzor SEN-10245-50kg

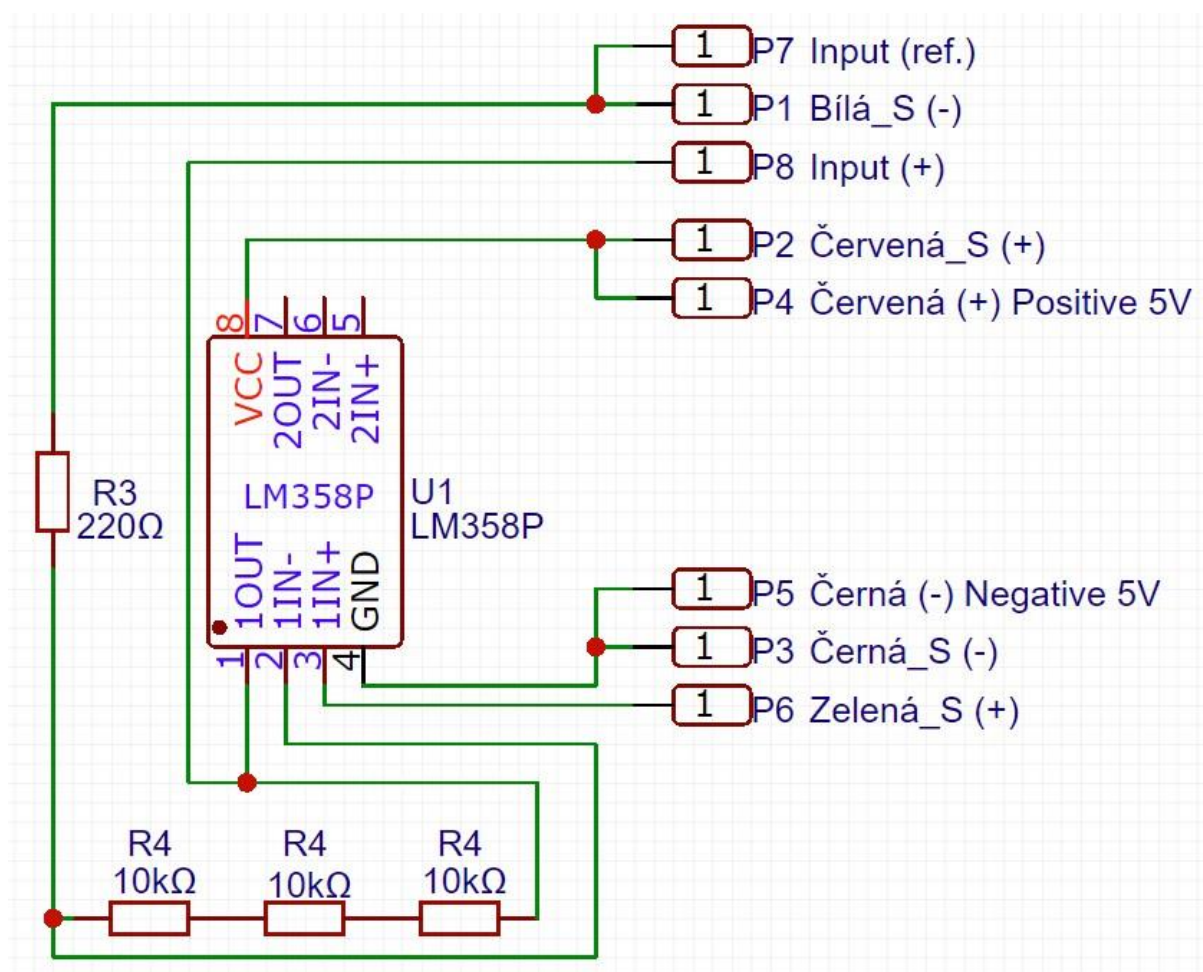


Schéma 8: Návrh zapojení pro senzor SEN-13329-10kg

4.4.1.2 Návrh desky v programu EasyEDA

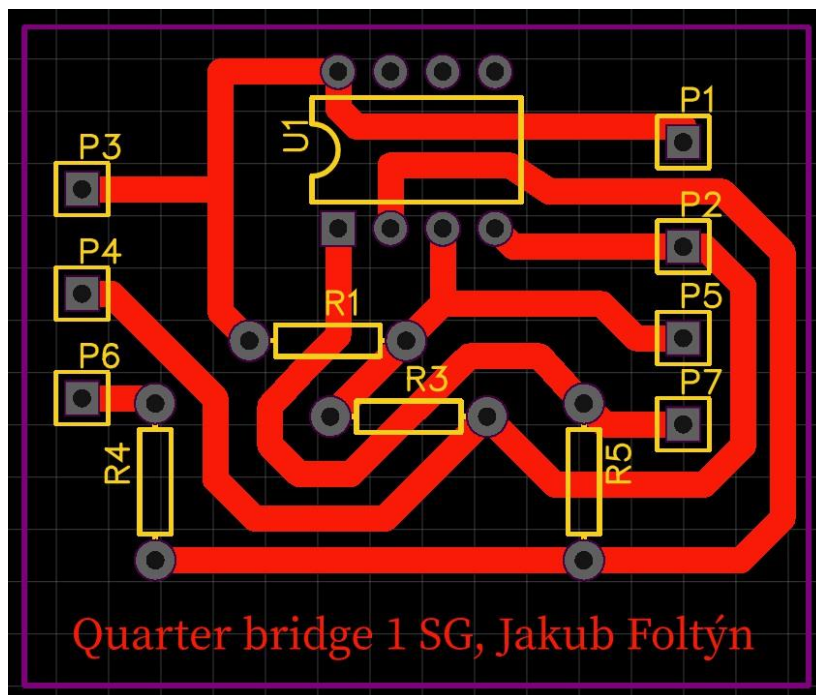


Schéma 9: PCB pro senzor SEN-10245-50kg

Rozměry desky jsou následující: délka 45 mm, výška 40 mm

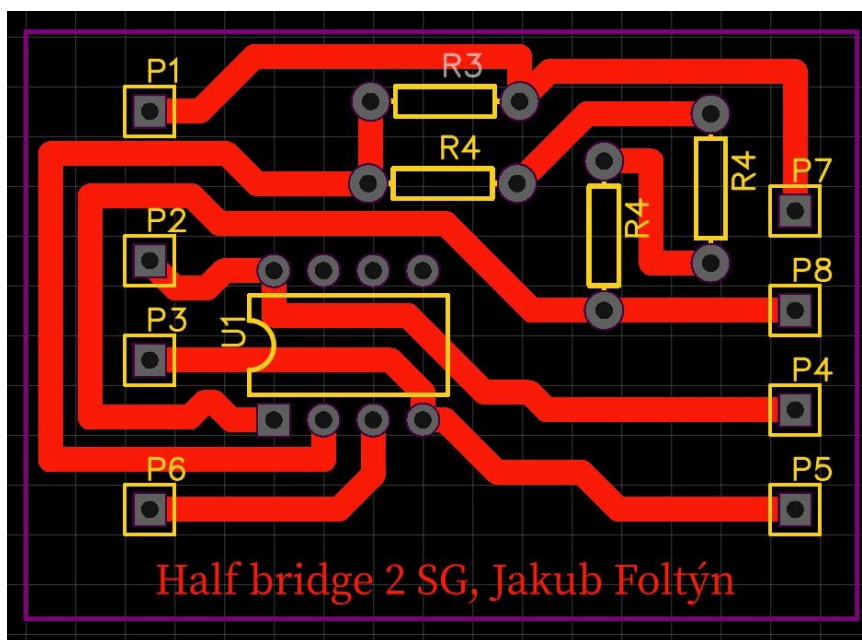


Schéma 10: PCB pro senzor SEN-13329-10kg

Rozměry desky jsou následující: délka 50 mm, výška 35 mm

4.4.1.3 Osvit plošného spoje UV zářením

Vyznačil jsem si odpovídající velikost cuprexitové desky s fotocitlivou vrstvou a na pákových nůžkách si odstříhl desku o 0,5 cm větší, jelikož by se při stříhání v tomto místě porušila emulze a cesty by pak byly v této oblasti porušené. Na laserové tiskárně jsem si vytisknul negativy návrhu (Viz: Schéma 11 a Schéma 12) a opatrně jsem je vytištěnou stranou připevnil na fotocitlivou stranu mých odstřižených desek. Pro osvit jsem použil UV diodovou osvětlovou jednotku. Doba expozice byla 1 minuta a 30 vteřin.

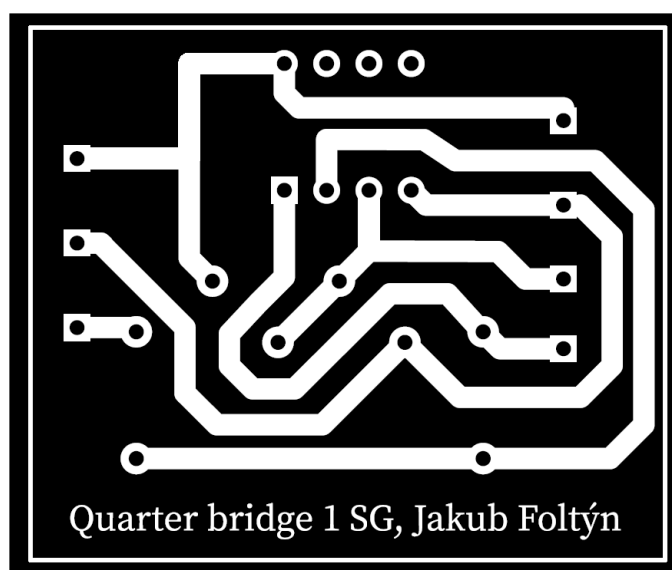


Schéma 11: Fólie pro UV osvit desky senzoru SEN-10245-50kg

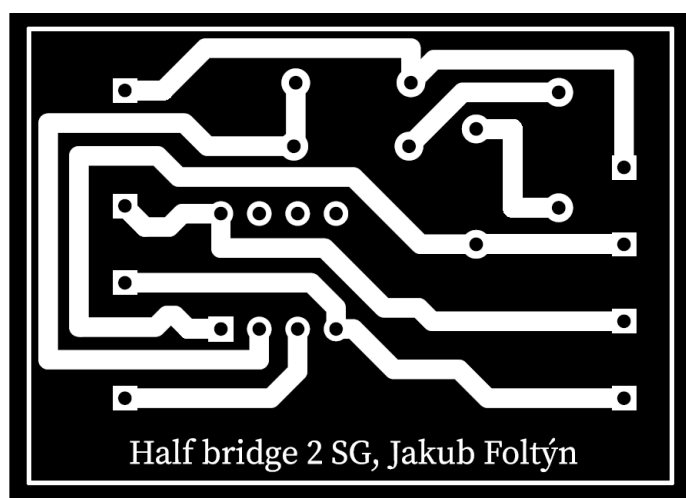
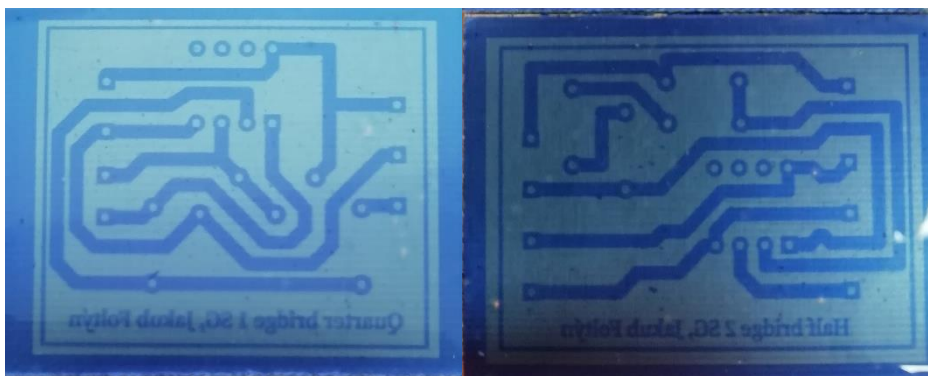


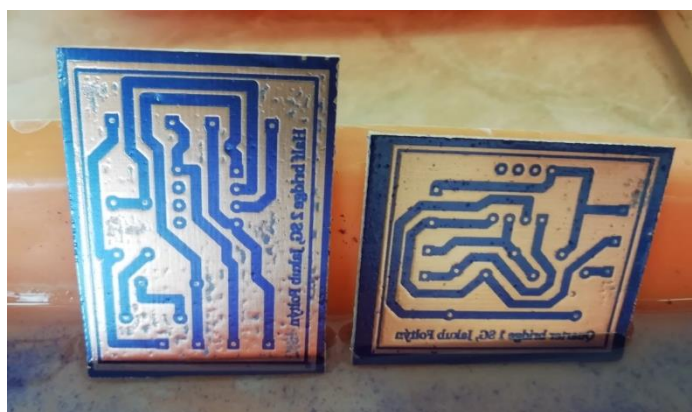
Schéma 12: Fólie pro UV osvit desky senzoru SEN-13329-10kg

4.4.1.4 Ponoření desek do roztoku uhličitanu sodného

Po osvětlení jsem vložil desky do plastové misky a nechal je po určitou dobu exponovat v roztoku tvořeném z uhličitanu sodného (Na_2CO_3) a vody. Přesný poměr chemikálie a vody bohužel neznám, jelikož roztok již byl namíchan v dostatečném množství. Pro lepší účinnost jsem s miskou mírně pohyboval, aby mohl roztok lépe reagovat s povrchem stran. Po pár minutách po ponoření desek do roztoku byly na první pohled viditelné stopy vystupujícího měděného pokovování. Po cca 5 minutách jsem desky vyjmul a opláchl vlažnou vodou. Deska pro SEN-10245-50kg se pokovovala bez problémů, avšak u desky pro SEN-13329-10kg se vyskytly drobné artefakty, které ovšem nemají vliv na elektrickou vodivost spoje. Tyto drobné nelinearity přisuzuji mírné expozici cuprexitové desky slunečním paprskům před samotným procesem osvětlení UV paprsky.



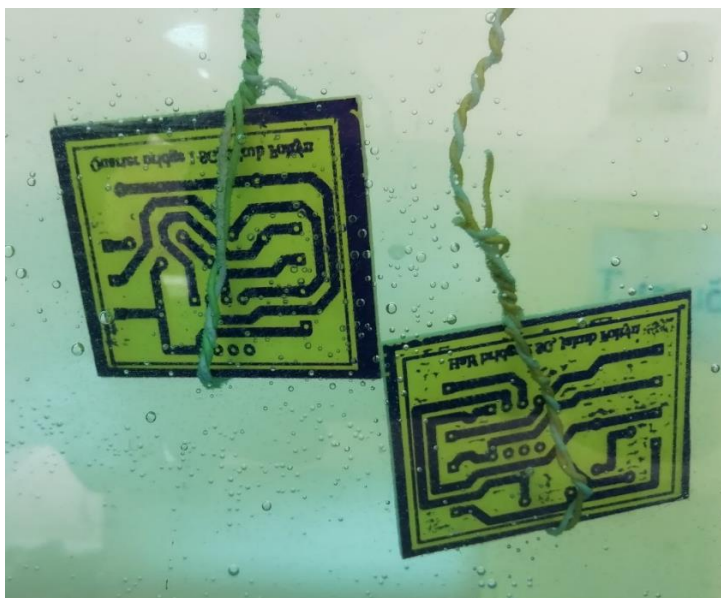
Obrázek 28: Desky po osvětlení UV, před expozicí Na_2CO_3



Obrázek 29: Desky po expozici Na_2CO_3

4.4.1.5 Leptání spoje

Cuprextit jsem pevně obtočil drátkem a ponořil do leptací lázně (viz Obrázek 30) tvořené z persíranu sodného a vody. Doba expozice byla cca 15 minut, zkrátka až do doby, když se odleptaly všechny viditelné měděné plošky a zůstal jen spoj pod ochrannou vrstvou.

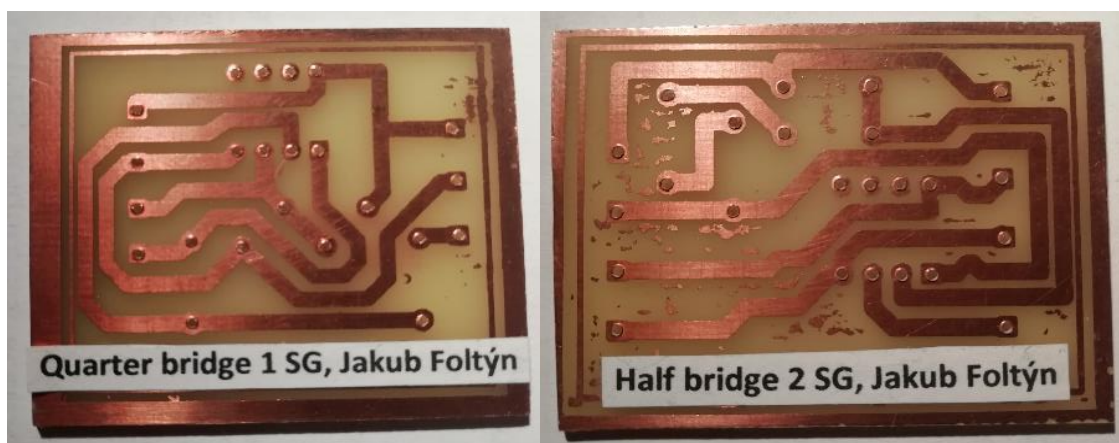


Obrázek 30: Leptání PCB v roztoku persíranu sodného

4.4.1.6 Očištění spojů a vyvrtání děr

Spoje jsem nakonec očistil hydroxidem sodným, abych usnadnil odloupení ochranné vrstvy cuprextitu, a vyvrtal jsem potřebné díry pro osazení operačního zesilovače a odporů a poté tyto součástky k desce napájel.

Přelepil jsem vyleptaný popisek, jelikož ten původní byl zrcadlově invertován, příště si již na tento nedostatek dám pozor.



Obrázek 31: Finální desky PCB s již vyvrtanými dírami

4.5 Obecné blokové schéma zapojení

Senzory generují signál, který skrze stíněný pětižilový kabel vstupuje do desky PCB, kde dochází k jeho zesílení. Z této desky vede kabel stejného typu zakončený osmipinovým DIN konektorem, který je zapojen do kanálu Input 1 nebo Input 2 jednotky PowerLab 15T. Zde dochází k převodu analogového signálu na signál digitální a tato digitální podoba se nadále zpracovává v mnou přednastaveném softwaru LabTutor Kernel. Tato podoba se již promítá do jednotlivých kanálů samotné úlohy v LabTutoru.

Napájení senzoru je zajišťováno jednotkou PowerLab a zprostředkováváno skrze stejný pětižilový kabel, kterým je veden outputový signál senzoru.

Pozn. Senzor SEN-09269-Triple Axis Accelerometer je připojen rovnou do vstupu Input 1 jednotky PowerLab, jelikož výstupní signál je dostatečně silný a nepotřebuje být zesílen na desce PCB.

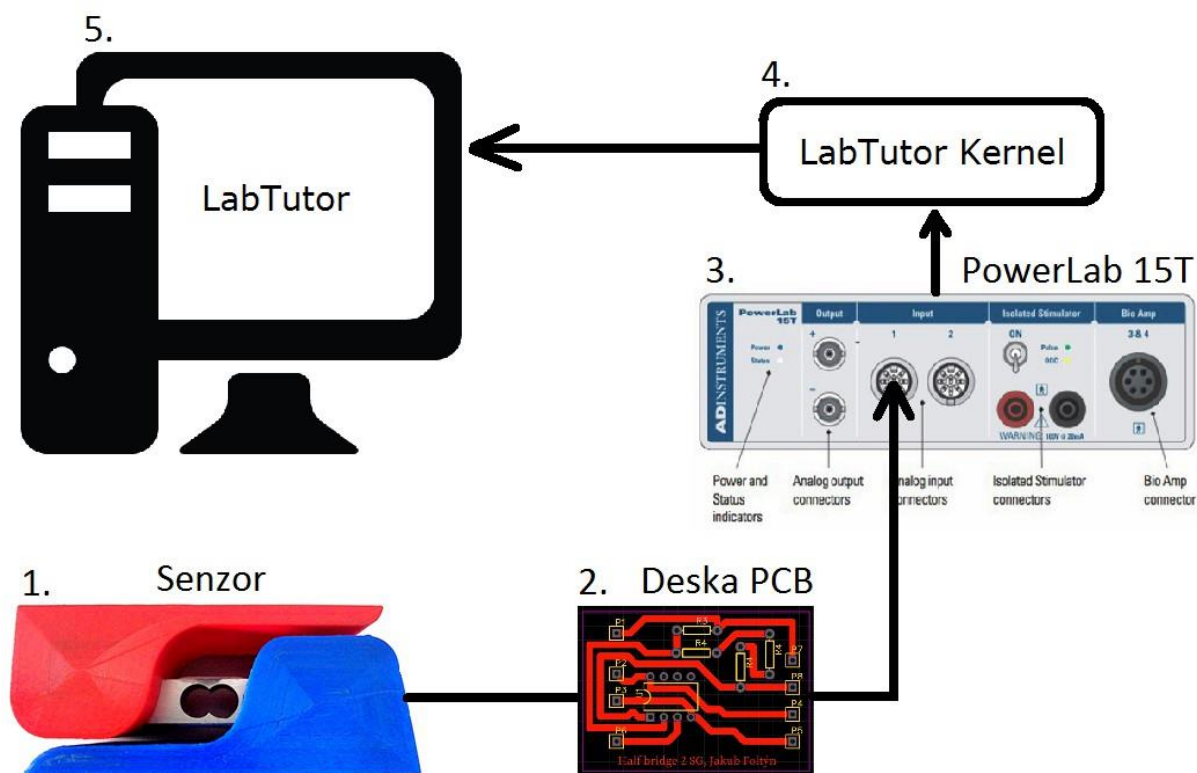


Schéma 13: Obecné blokové schéma celkového zapojení [20]

4.6 Zhotovení laboratorní úlohy v softwaru LabAuthor

Celá laboratorní úloha je dostupná na přiloženém CD, které obsahuje jak českou verzi laboratorní úlohy, tak tu anglickou.

V mé úloze budou mít studenti za úkol následující:

- Alespoň z části pochopit úvodní teorii o variabilitě silových senzorů a jejich fyzikálních principech.
- Přeměřit 3 fyzické senzory a seznámit se s kalibrací těchto senzorů. (Úloha obsahuje postup, jak správně zkalibrovat každé z čidel).
- Vyzkoušet si simulaci nepřímé srdeční masáže jak pro dospělou osobu, tak pro dítě.
- Zodpovědět kontrolní otázky týkající se fyzikálních vlastností senzorů síly, elektrotechnických vlastností použitého zapojení.
- Vygenerovat kontrolní protokol, který bude obsahovat správně naměřené údaje a správně vyplněné kontrolní otázky, a vypracovat poslední stranu protokolu týkající se odvození vztahu Wheatstoneova můstku a chyb měření

4.6.1 Zhotovená laboratorní úloha v softwaru LabAuthor

 **LabTutor®**

Měření síly

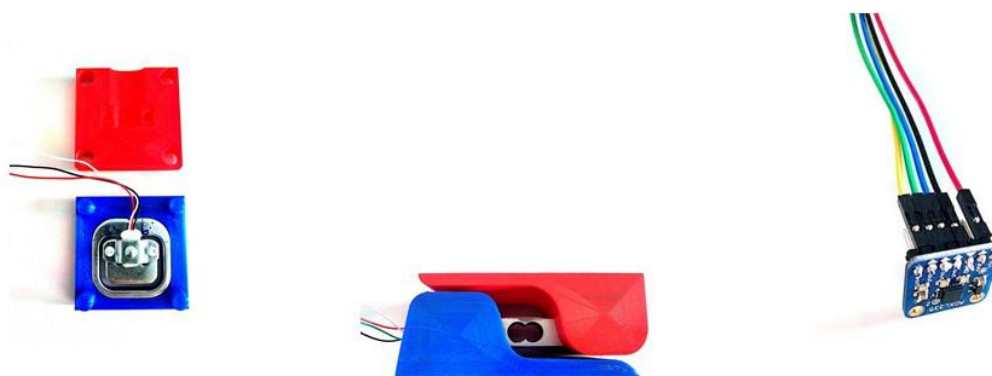
Úvod

1 / 19 Previous Next

Úvod

V tomto cvičení se seznámíte s principy měření síly. Cvičení zahrnuje jak teoretický náhled na fyzikální variabilitu provedení senzorů, tak sérii praktických cvičení.

Tato cvičení proběhnou na trojici čidel fungující na principu tenzometru a na jednom akcelerometru.



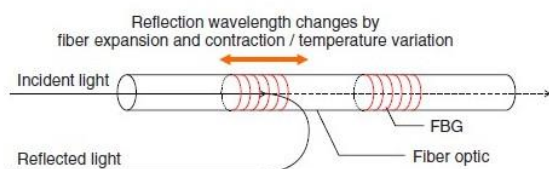


Variabilita principů měření síly

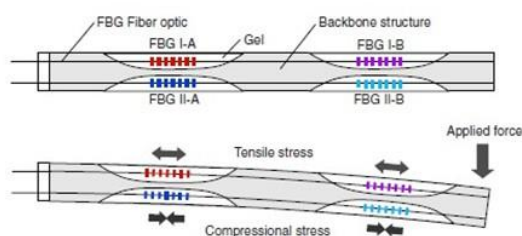
Optické senzory

Senzor je sestaven z transparentního materiálu, který tvoří ohebné vlákno. Středem prochází paprsek světla, který se na jeho konci vlivem reflexní fólie odráží zpět. Princip určení velikosti síly spočívá v proměnlivosti vlnové délky spektrálního odrazu světla, které je adekvátní k míře deformace vlákna. Čili při působící síle musí světelný paprsek v elongujícím optickém vlákne urazit delší vzdálenost a tím pádem i zvětšit výstupovou vlnovou délku. V kontrahujícím vlákne dochází k opaku a paprsek putuje kratší vzdálenost a jeho outputová vlnová délka je kratší.

Princip je demonstrován na obzácích níže.



Obrázek 1: Schéma optického senzoru



Obrázek 2: Schéma optického senzoru s viditelným působením deformace

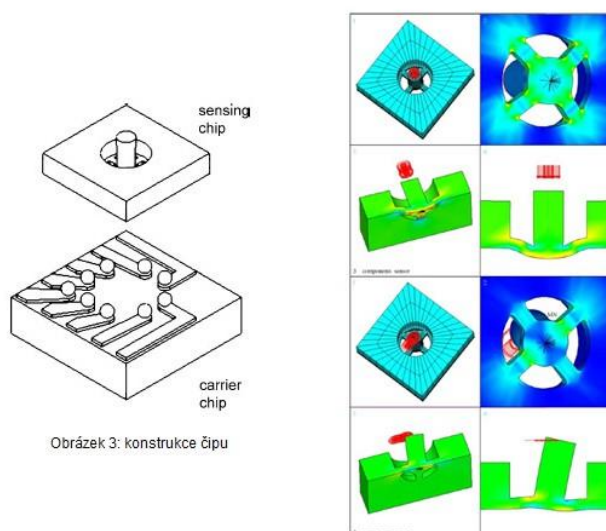


Variabilita principů měření síly

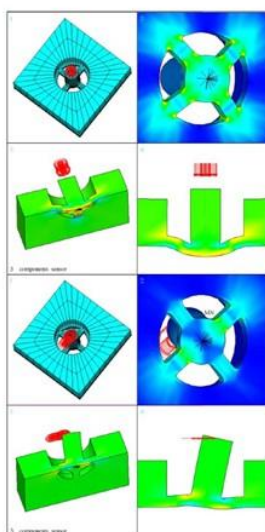
Piezoresistorové senzory

Skládají se ze dvou na sobě připevněných částí. Primární částí je detekována normálová a smyková síla. Sekundární část plní funkci nosiče, který vytváří vodivé cesty podle toho, jakým vektorem působí přenášená síla. Primární část funguje na principu piezoresistorů, kterými prochází velice malý proud. V případě mechanické deformace dojde k tomu, že piezoresistor zvýší svůj odpor a vznikne zde úbytek procházejícího proudu. Proud procházející všemi piezoresistory je monitorován a jeho velikost determinuje působící smykovou nebo normálovou sílu.

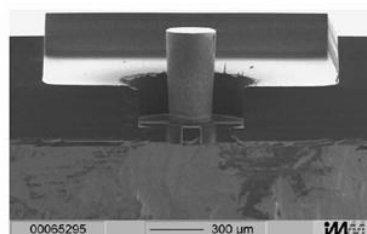
Konstrukce čipu je ukázána na obrázku níže.



Obrázek 3: konstrukce čipu



Obrázek 4: Grafická vizualizace deformace čidla při zátěži



Obrázek 5: Frontální pohled na průřez senzoru



Variabilita principů měření síly

Tenzometrické senzory

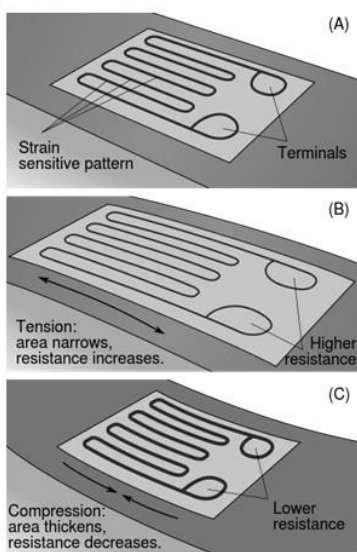
Tenzometry využívají principu Hookeova zákona, čili pružné deformace materiálů. V určitém rozsahu sil se jedná o přímou úměrnost, kterou sleduje právě tenzometr. Míra deformace je adekvátní odporu tenzometru. Z proměnného odporu je po snadné aplikaci Ohmova zákona sledováno proměnné napětí. V případě komprese tenzometru dochází k snižování odporu. V případě extenze logicky dochází k zvyšování odporu.

Právě s tímto typem se v následujících měřeních seznámíte nejvíce.

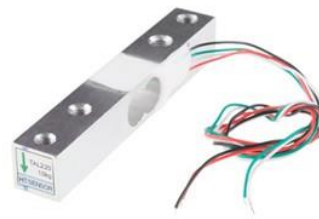
Pro snazší pochopení je vše graficky znázorněno níže:



Obrázek 6: Load Sensor, SEN-10245



Obrázek 7: Grafické vysvětlení principu tenzometru



Obrázek 8: Load Cell, SEN-13329

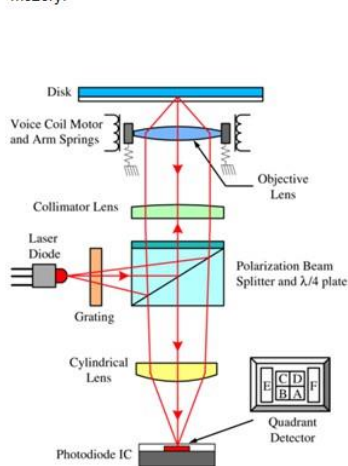


Variabilita principů měření síly

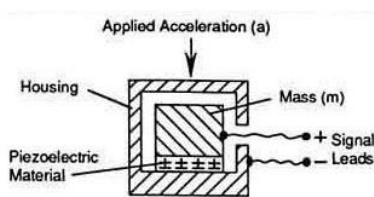
Odvozené senzory

Fungují na principu nepřímého měření a velikost síly dopočítávají. Jedná se například o akcelerometry, které snímají zrychlení tělesa o známé hmotnosti M a sílu kalkulují pomocí vzorce $F = M \cdot A$.

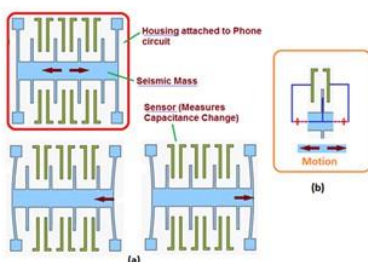
Senzory mohou fungovat na principu proměnné kapacity třielektrodových vzduchových kondenzátorů, piezoelektrického krystalu, gyroskopů, nebo například optického vychylování paprsku. Využívá se zde známé nelineární závislosti kapacity C na vzdálenosti elektrod kondenzátoru d , jinými slovy na velikosti vzduchové mezery.



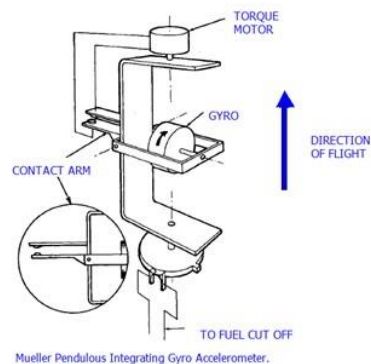
Obrázek 9: Princip optického akcelerometru



Obrázek 10: Princip piezorezistorového akcelerometru



Obrázek 11: Princip kondenzátorového akcelerometru



Obrázek 12: Princip gyroskopického akcelerometru



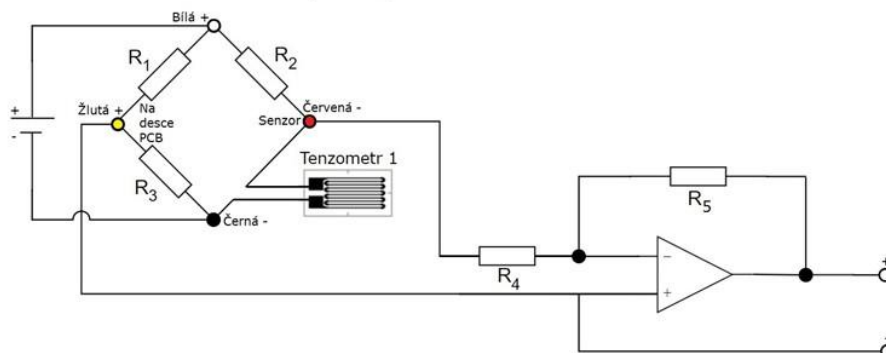
Teorie senzoru 1

Senzor funguje na principu tenzometru, který je umístěn na nejužší části středového kovového nosníku. Právě zde dochází k nejrazantnější deformaci, která se přenáší na tenzometr. V závislosti na prohnutí dochází ke změně el. odporu. Zapojení je realizováno formou quarter-bridge Wheatstonova můstku, který je zobrazen na obrázku níže.

Ve vnitřním zapojení je využit pouze jeden tenzometr. Zbytek zapojení je vytvořen na desce plošných spojů s použitím odporů a operačního zesilovače.



"Quarter-bridge" Wheatstoneův můstek



1. O jaký typ operačního zesilovače se jedná ?

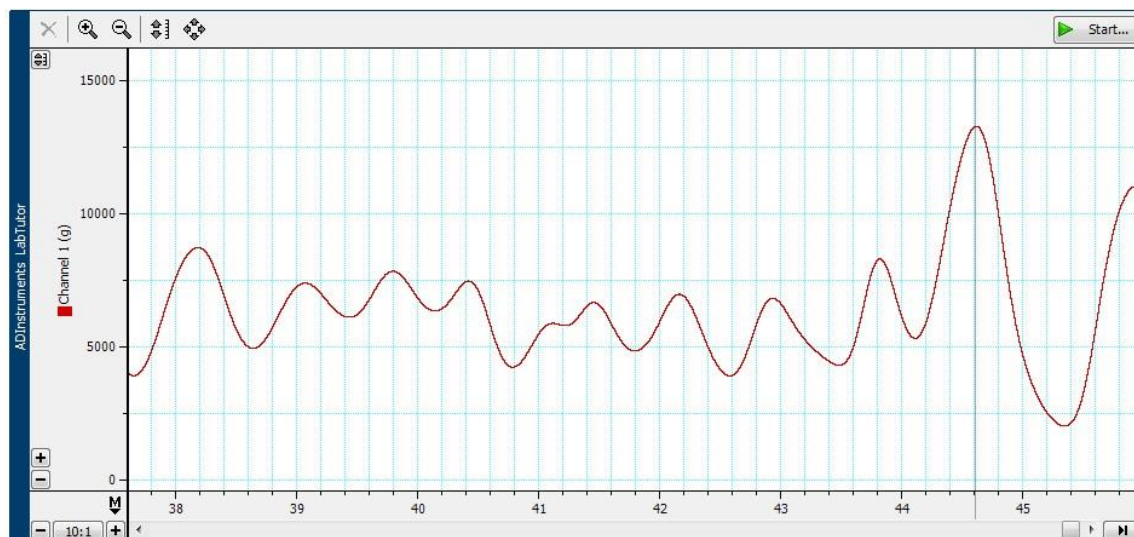
Invertující

2. Jaké je zesílení signálu v případě, že hodnota $R_5 = 100 \text{ k}\Omega$ a hodnota $R_4 = 10 \text{ }\Omega$?

10 000 x



Měření senzoru 1



Postup

1. Připojte senzor 1 do konektoru Input 1 přístroje PowerLab 15T
2. Proveďte kalibraci senzoru 1 na kanálu Input 1 pomocí Calibration
3. Ponechte senzor bez zátěže a nastavte napětí do Point 1 pro nulový výstup ve gramech
4. Položte na senzor závaží o známé hmotnosti a nastavte napětí pro adekvátní zatížení ve gramech.
5. Spustte měření tlačítkem Start
6. Zatěžujte senzor silou vaší ruky, či nedůležitými předměty v laboratoři

Channel 1
Value
13272.03 g

Channel 1
Readout

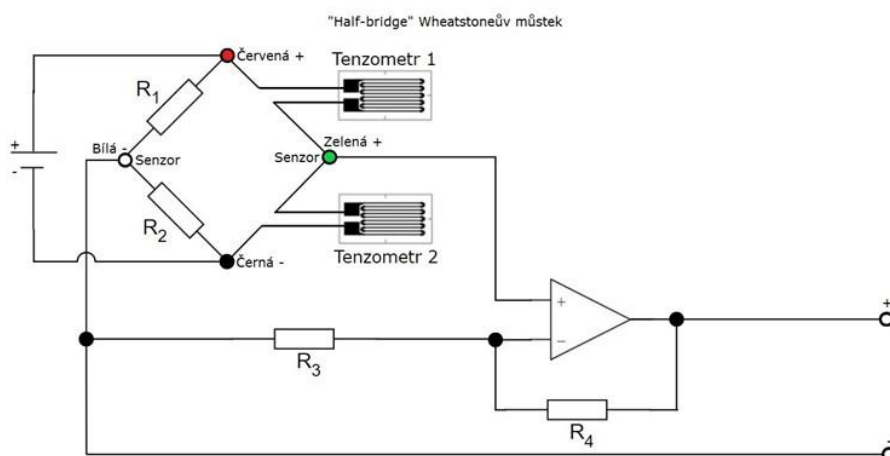
Upozornění: Maximální zátěž senzoru je 50kg !!!

Calibration	Point 1:	<input type="text" value="-0.06 V"/>	<input type="text" value="0 g"/>	Calibration: <input type="radio"/> Off <input checked="" type="radio"/> On
	Point 2:	<input type="text" value="0.365 V"/>	<input type="text" value="0 g"/>	
<input type="button" value="Apply"/>				



Teorie senzoru 2

Senzor využívá hned dvojici tenzometrů, které jsou umístěny naproti sobě. Jejich přesná lokace je nad a pod zeslabenou částí tyče, protože zde dochází k nejmarkantnější deformaci. Logicky platí, že když se jeden tenzometr rozpíná, (a adekvátně zvyšuje svůj elektrický odpor), tak se druhý tenzometr smršťuje a svůj el. odpor naopak zmenšuje. Aby nedošlo k vnějšímu poškození, je prostor tenzometrů chráněn silikonovým obalem.



1. O jaký typ operačního zesilovače se jedná ?

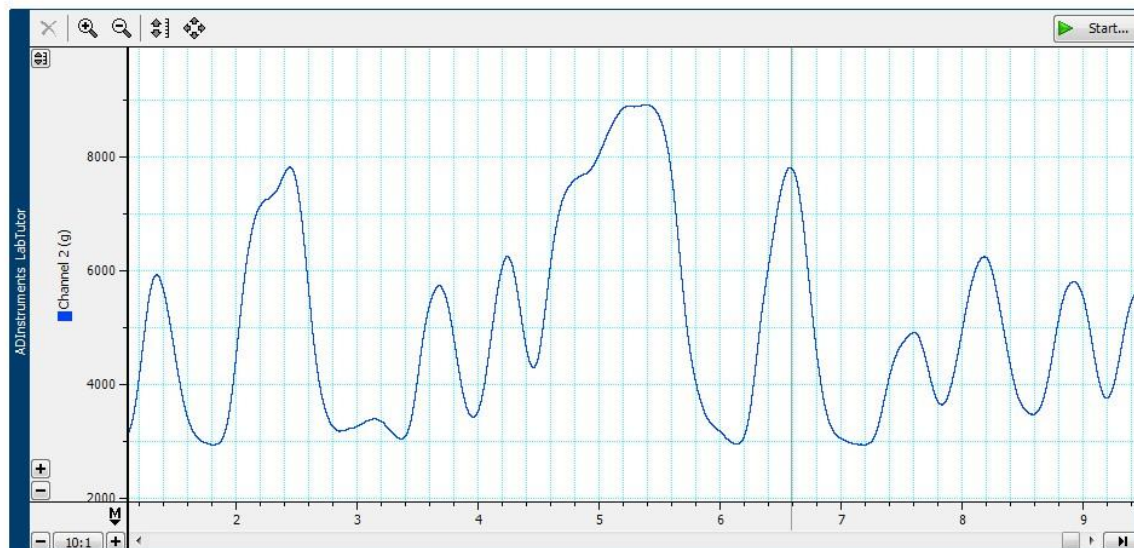
Neinvertující

2. Jaké je zesílení signálu když: $R_4 = 30 \text{ k}\Omega$ a $R_3 = 220 \text{ }\Omega$?

137 x



Měření senzoru 2



Postup

1. Připojte senzor 2 do konektoru Input 2 přístroje PowerLab 15T
2. Proveďte kalibraci senzoru 2 na kanálu Input 2 pomocí Calibration
3. Ponechte senzor bez zátěže a nastavte napětí do Point 1 pro nulový výstup ve gramech
4. Položte na senzor závaží o známé hmotnosti a nastavte napětí pro adekvátní zatížení ve gramech.
5. Spustte měření tlačítkem Start
6. Zatěžujte senzor silou vaší ruky, či nedůležitými předměty v laboratoři

Channel 2
Value
7806.132 g

Channel 2
Readout

Upozornění: Maximální dlouhodobá zátěž senzoru je 10kg !!!

Calibration	Point 1:	0.373 V	0 g	Calibration: <input type="radio"/> Off <input checked="" type="radio"/> On
	Point 2:	1.443 V	5000 g	
<input type="button" value="Apply"/>				

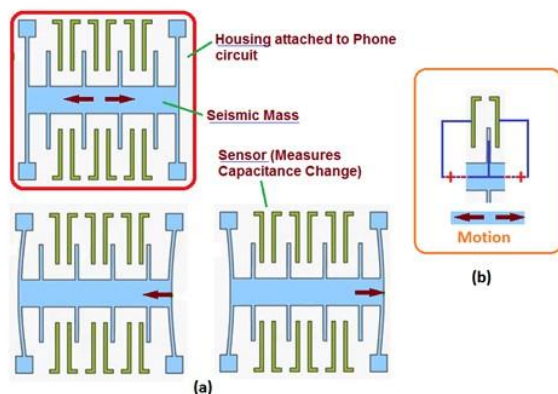


Teorie senzoru 3

Tento senzor funguje na principu proměnné kapacity tříelektrodových vzduchových kondenzátorů. Využívá se zde známé nelineární závislosti kapacity C na vzdálenosti elektrod kondenzátoru d , jinými slovy na velikosti vzduchové mezery.

V prostoru mezi deskami elektricky nabitého kondenzátoru s konstantní plošnou hustotou σ nabývá homogenní elektrické pole intenzitu $E = \sigma/\epsilon$.

Konstrukce tohoto čidla je řešená tak, že jedna deska kondenzátoru je pevně fixována ve statické poloze, zatímco druhá (hmotnější) je ve sledované ose pohyblivá. Na druhou desku kondenzátoru jsou ze stran vedeny polysilikonové pružiny, které determinují míru deformace pro exaktní sílu a v případě nulové zátěže reponují desku do výchozí polohy.



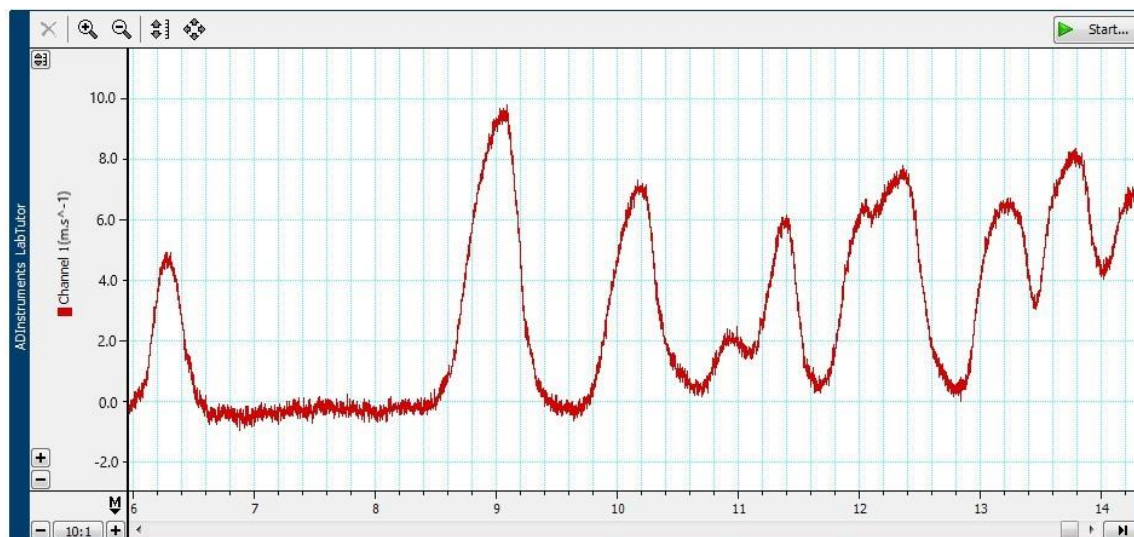
1. Jak se mění velikost tíhového zrychlení Země v závislosti na zeměpisné šířce ?

Na Zemských pólech je hodnota o něco nižší než na rovníku

Answer



Měření senzoru 3



Postup

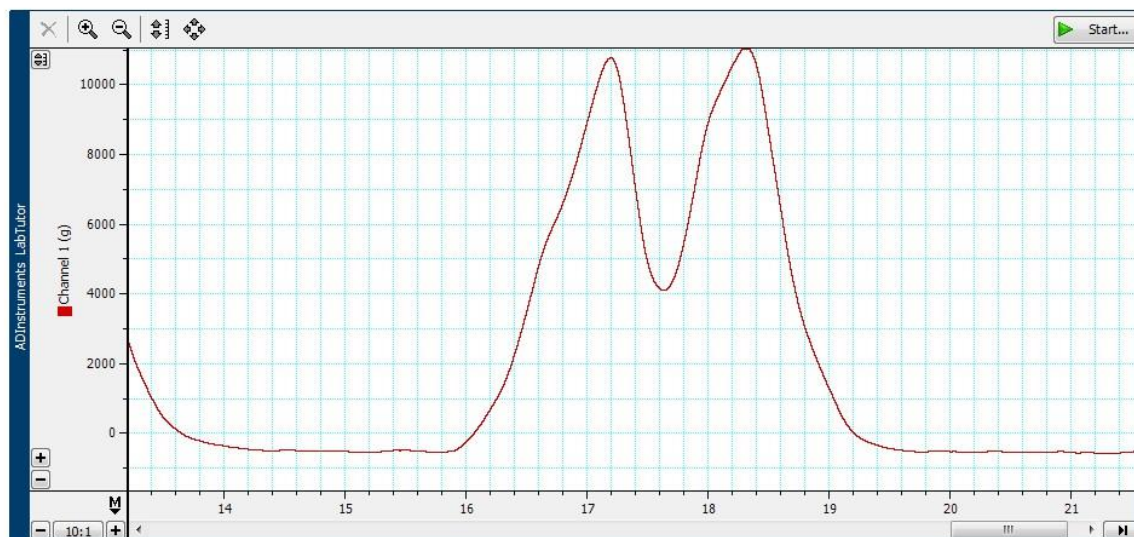
1. Připojte senzor 3 do konektoru Input 1 přístroje PowerLab 15T
2. Proveďte kalibraci senzoru 3 na kanálu Input 1 pomocí Calibration
3. Nakloňte senzor ve směru osy Y
4. Zapište výstupní napětí do Point 2 a nastavte hodnotu zrychlení v $\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$
5. Pokuste se simulovat volný pád
6. Zapiště výstupní napětí do Point 1
7. Vypočítejte působící sílu z vámi vybraného okamžiku (hmotnost přípravku je uvedena na senzoru)

	Channel 1
Value	
Readout	

Calibration	Point 1:	Point 2:	Calibration:
	0.02 V	0.1987 V	Off <input type="radio"/> On <input checked="" type="radio"/>
		9.81 $\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$	
			Apply



Měření originálního senzoru



Postup

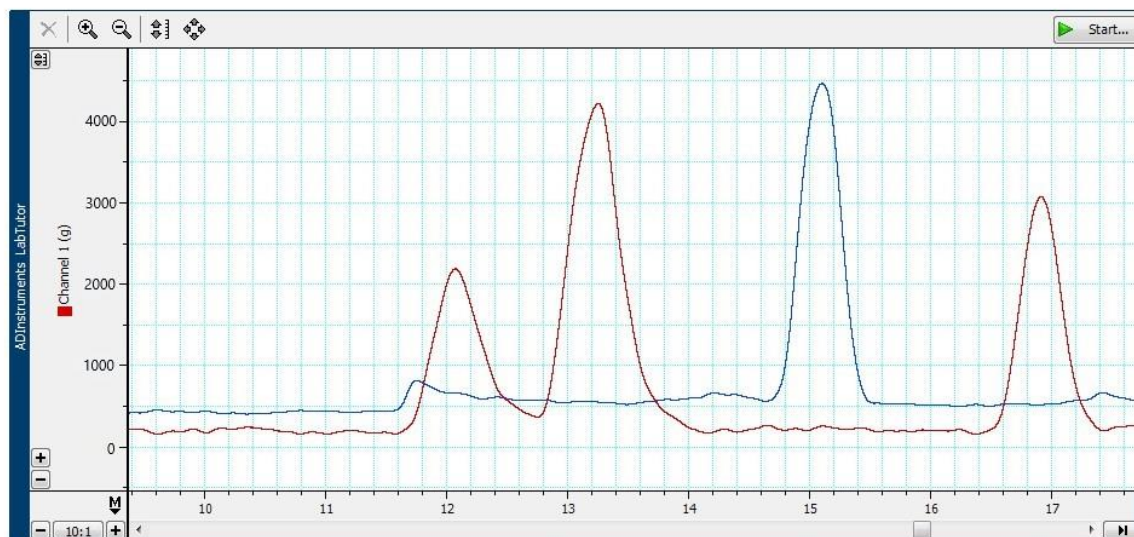
1. Připojte originální senzor do Input 1
2. Zkalibrujte senzor stejným postupem jak v minulých měřeních
3. Zatěžujte senzor silou vaší ruky, či nedůležitými předměty v laboratoři

	Channel 1	Channel 1
Value		
Readout		

Calibration	Point 1:	0.02 V	0 g	Calibration: <input type="radio"/> Off <input checked="" type="radio"/> On
	Point 2:	0.128 V	5000 g	
<input type="button" value="Apply"/>				



Porovnání senzoru 1 a 2



Postup

1. Připojte senzor 1 do konektoru Input 1
2. Připojte senzor 2 do konektoru Input 2
3. Spusťte měření tlačítkem Start
4. Zatěžkávejte oba senzory stejnou silou (Můžete použít například láhev s vodou, nedůležité předměty v laboratoři...)
5. Okomentujte napěťové výstupy senzorů
6. Okomentujte přepočet v gramech

Kalibraci použijte jen pro mírné dokalibrování senzorů

Input 1

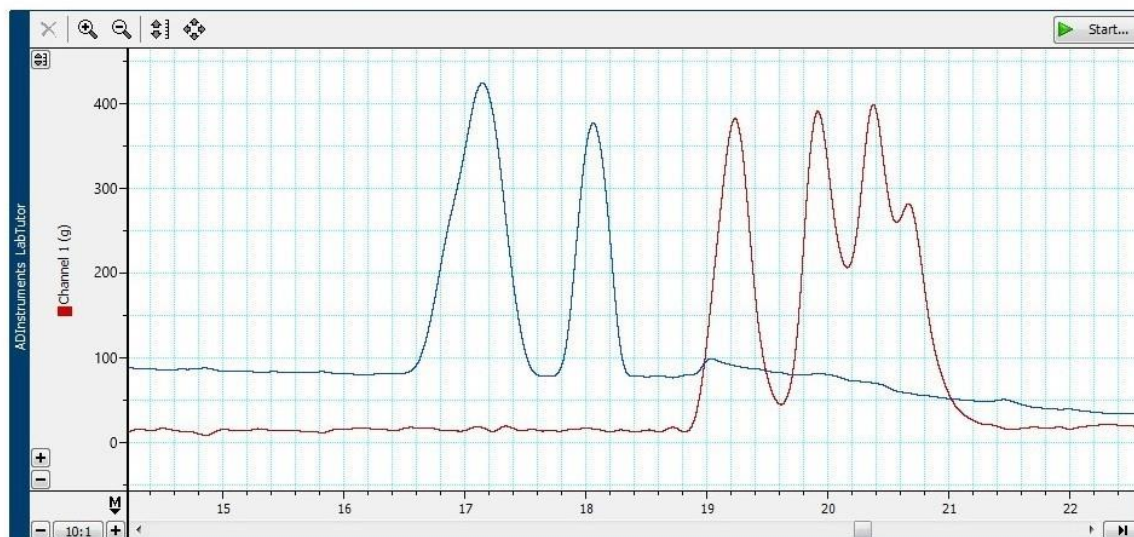
Calibration	Point 1:	→ -0.06 V	→ 0 g	Calibration: <input type="radio"/> Off <input checked="" type="radio"/> On
	Point 2:	→ 0.365 V	→ 5000 g	
<input type="button" value="Apply"/>				

Input 2

Calibration	Point 1:	→ 0.37 V	→ 0 g	Calibration: <input type="radio"/> Off <input checked="" type="radio"/> On
	Point 2:	→ 1.44 V	→ 5000 g	
<input type="button" value="Apply"/>				



Porovnání senzoru 1 a originálního senzoru



Postup

1. Připojte originální senzor do konektoru Input 1
2. Připojte senzor 1 do konektoru Input 2
3. Spusťte měření tlačítkem Start
4. Zatěžkávejte oba senzory stejnou silou (Můžete použít například láhev s vodou, nedůležité předměty v laboratoři...)
5. Okomentujte napěťové výstupy senzorů
6. Okomentujte přepočty v gramech
7. Výsledky měření si **zapišete** pro zhotovení tabulky absolutní a relativní chyby měření !!! (alespoň 10 hodnot)

Kalibraci použijte jen pro mírné dokalibrování senzorů

Input 1

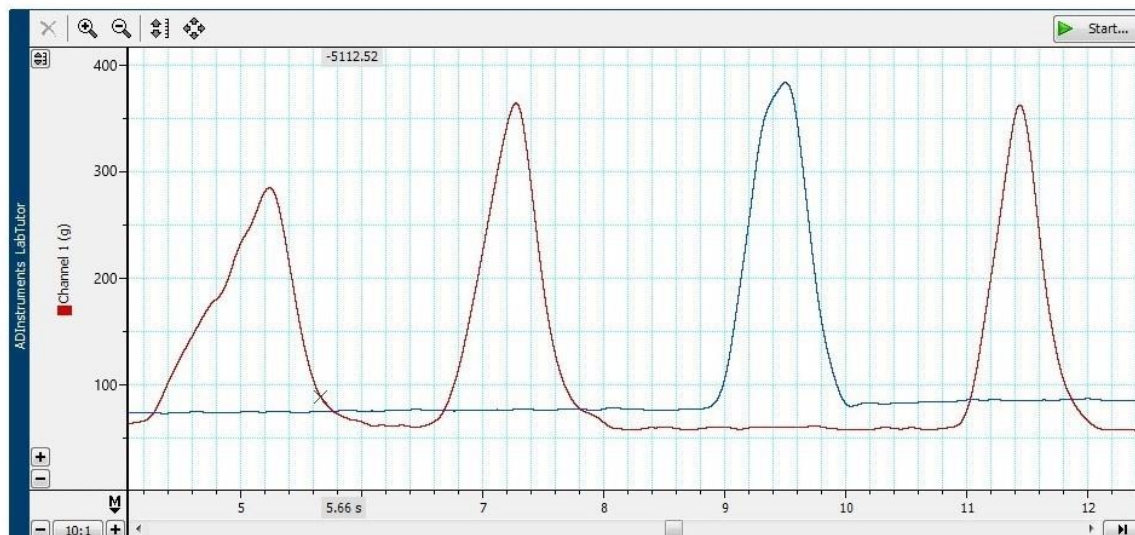
Calibration	Point 1:	0.02 V	0 g	Calibration: <input type="radio"/> Off <input checked="" type="radio"/> On
	Point 2:	0.128 V	5000 g	
<input type="button" value="Apply"/>				

Input 2

Calibration	Point 1:	-0.06 V	0 g	Calibration: <input type="radio"/> Off <input checked="" type="radio"/> On
	Point 2:	0.365 V	5000 g	
<input type="button" value="Apply"/>				



Porovnání senzoru 2 a originálního senzoru



Postup

1. Připojte originální senzor do konektoru Input 1
2. Připojte senzor 2 do konektoru Input 2
3. Spustte měření tlačítkem Start
4. Zatěžkávejte oba senzory stejnou silou (Můžete použít například láhev s vodou, nedůležité předměty v laboratoři...)
5. Okomentujte napěťové výstupy senzorů
6. Okomentujte přepočty v gramech
7. Výsledky měření si **zapisujte** pro zhotovení tabulky absolutní a relativní chyby měření (alespoň 10 hodnot)

Kalibraci použijte jen pro mírné dokalibrování senzorů

Input 1

Calibration	Point 1:	<input type="text" value="-0.06 V"/>	<input type="text" value="0 g"/>	Calibration: <input type="radio"/> Off <input checked="" type="radio"/> On
	Point 2:	<input type="text" value="0.365 V"/>	<input type="text" value="5000 g"/>	
<input type="button" value="Apply"/>				

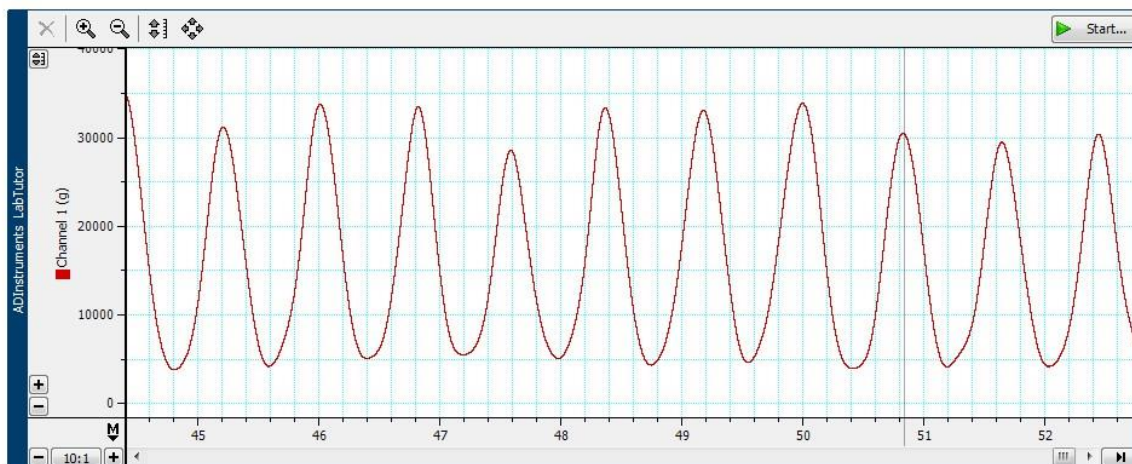
Input 2

Calibration	Point 1:	<input type="text" value="0.373 V"/>	<input type="text" value="0 g"/>	Calibration: <input type="radio"/> Off <input checked="" type="radio"/> On
	Point 2:	<input type="text" value="1.443 V"/>	<input type="text" value="5000 g"/>	
<input type="button" value="Apply"/>				



Simulace srdeční masáže u dospělých osob

V této úloze se pokusíte simulovat srdeční masáž pomocí senzoru 1.



Postup

1. Připojte senzor 1 do konektoru Input 1 přístroje PowerLab 15T
2. V případě potřeby proveďte kalibraci senzoru 1 na kanálu Input 2 pomocí Calibration
3. Spustte měření tlačítkem Start
4. Vyzkoušejte si kardiopulmonální resuscitaci u dospělé osoby
5. Frekvence stlačování by měla být minimálně 100 Hz, ale ne více než 120 Hz
6. Síla stlačení u muže by měla být 32,0+/-8,3 kg
7. Síla stlačení u ženy by měla být 25,0+/-7,0 kg

Poznámka: Záleží na fyziologických vlastnostech resuscitované osoby

Channel 1
Value
30434.66 g

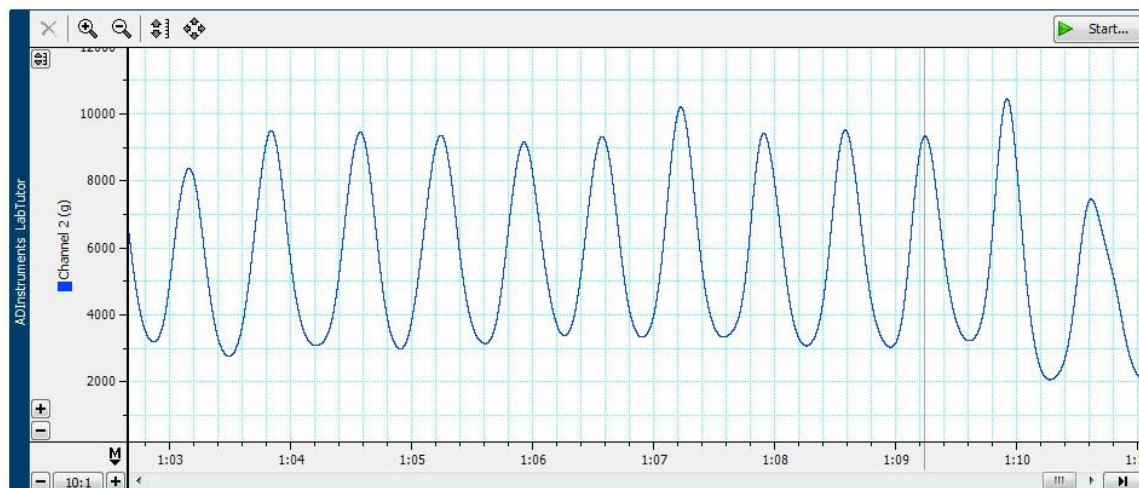
Channel 1
Readout

Calibration	
Point 1:	<input type="text" value="-0.06 V"/> <input type="text" value="0 g"/>
Point 2:	<input type="text" value="0.365 V"/> <input type="text" value="5000 g"/>
Calibration: <input type="radio"/> Off <input checked="" type="radio"/> On	
<input type="button" value="Apply"/>	



Simulace srdeční masáže u dětí

V této úloze se pokusíte simulovat srdeční masáž pomocí senzoru 1.



Postup

1. Připojte senzor 2 do konektoru Input 2 přístroje PowerLab 15T
2. V případě potřeby proveďte kalibraci senzoru 2 na kanálu Input 2 pomocí Calibration
3. Spusťte měření tlačítkem Start
4. Vyzkoušejte si kardiopulmonální resuscitaci u dětí
5. Frekvence kompresí je stejná jako u dospělých 100-120 za minutu
6. Síla stlačení u dítěte by měla být 9.0 +/- 4.3 kg

Poznámka: Záleží na fyziologických vlastnostech a na věku dítěte

Channel 2
Value
9349.83 g

Channel 2
Readout

Pozn. Senzor 2 je schopen krátkodobě měřit sílu až do 15 kg, nepřekračujte však tuto hranici !!!

Calibration	Point 1:	0.373 V	0 g	Calibration: <input type="radio"/> Off <input checked="" type="radio"/> On
	Point 2:	1.443 V	5000 g	
<input type="button" value="Apply"/>				



Citace obrázků

ARATA, Jumptei, Shogo TERAKAWA a Hideo FUJIMOTO. Fiber Optic Force Sensor for Medical Applications within a Backbone-shape Structure. *Procedia CIRP* [online]. 2013, 5, 66-69 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1016/j.procir.2013.01.013. ISSN 22128271.

LEE, Duk-Hee, Jaesoon CHOI, Jun-Woo PARK, Du-Jin BACH, Seung-Jun SONG, Yoon-Ho KIM, Yungho JO a Kyung SUN. An Implementation of Sensor-Based Force Feedback in a Compact Laparoscopic Surgery Robot. *ASAIO Journal* [online]. 2009, 55(1), 83-85 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1097/MAT.0b013e3181

BECCAI, L., S. ROCCELLA, A. ARENA, A. MENCIASSI, M. C. CARROZZA a P. DARIO. SILICON-BASED THREE AXIAL FORCE SENSOR FOR PROSTHETIC APPLICATIONS. In: *Sensors and Microsystems* [online]. WORLD SCIENTIFIC, 2002, 2002-10-21, s. 250-255 [cit. 2018-06-18]. DOI: 10.1142/9789812776457_0041. ISBN 978-981-238-181-1.9018e7. ISSN 1058-2916.

TAN, D. W., M. A. SCHIEFER, M. W. KEITH, J. R. ANDERSON, J. TYLER a D. J. TYLER. A neural interface provides long-term stable natural touch perception. *Science Translational Medicine* [online]. 2014, 6(257), 257ra138-257ra138 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1126/scitranslmed.3008669. ISSN 1946-6234.

IZANTUX. Strain gauge [online]. [cit. 3.4.2019]. Dostupný na WWW: https://en.wikipedia.org/wiki/Strain_gauge

Accelerometers. Pc-control [online]. UK: pc-control.co.uk, 2008 [cit. 2019-04-03]. Dostupné z: <https://www.pc-control.co.uk/accelerometers.htm>

GUJARATI, Paresh. What is Accelerometer and how does it work on smartphones. *Techulator* [online]. USA: Techulator, 2013 [cit. 2019-04-03]. Dostupné z: <https://www.techulator.com/resources/8930-How-does-smart-phone-accelerometer-work.aspx>

Load Cell - 10kg, Straight Bar (TAL220) - SEN-13329 - SparkFun Electronics. *SparkFun Electronics* [online]. Dostupné z: <https://www.sparkfun.com/products/13329>

Load Sensor - 50kg - SEN-10245 - SparkFun Electronics. *SparkFun Electronics* [online]. Dostupné z: <https://www.sparkfun.com/products/10245>

Adafruit Triple-Axis Accelerometer - $\pm 2/4/8g$ @ 14-bit - MMA8451. *GROBOTRONICS | The Ultimate Maker Store* [online]. Copyright © 2011 [cit. 03.04.2019]. Dostupné z: <https://grobotronics.com/adafruit-triple-axis-accelerometer-2-4-8g-14-bit-mma8451.html?sl=en>

5 Ověření funkčnosti vybraných senzorů

Podařilo se mi vytvořit stabilní zapojení, které pro dva z mých senzorů fyzicky zesiluje signál a vede jej skrze pětižilový kabel do desky DPS a následně jednotky PowerLab. (Akcelerometrický senzor je připojen přímo do této jednotky, jelikož výstupní signál je dostatečně silný a nepotřebuje být předzesilován) Tato jednotka signál převede do digitální podoby a dále s ním operuje softwarově. V programu LabAuthor jsem úspěšně vytvořil laboratorní úlohu jak v jazyce českém, tak v jazyce anglickém. Tuto úlohu jsem profileoval přímo na míru senzorů praktické části.

5.1 Výsledky senzoru SEN-10245-50kg

Provedl jsem experimentální měření, abych určil citlivost senzoru. Před měřením jsem si řádně zkalibroval čidlo (viz kalibrace na Obrázek 33). Senzor jsem zatížil ocelovým kotoučem o přesné hmotnosti 5000 g. Sledoval jsem výstup v gramech a jednotlivé výsledky jsem si zapisoval. Výsledky jsem vykreslil do Graf 7. Maximální vrchní výchylka byla 5043 g. Maximální spodní výchylka byla 4985 g.

Při nezatíženém senzoru se výchylka pohybovala do 50 g. Při zatíženém senzoru 10 kg i více se výchylka také pohybovala do 50 g. Citlivost celkového zapojení jsem stanovil i s mírnou tolerancí na 5000 ± 50 g.

Vypočítal jsem absolutní a relativní chybu měření.

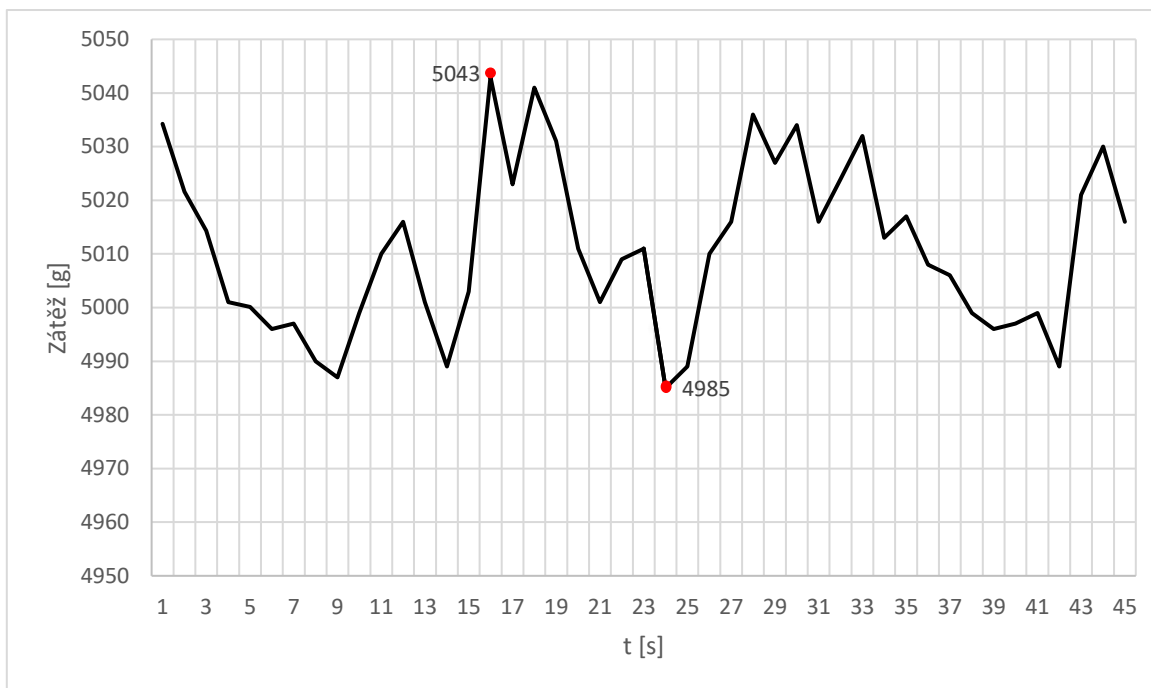
Absolutní chyba (Δ) je rozdíl mezi naměřenou hodnotou (M) a skutečnou hodnotou (S) měřené veličiny:

$$\Delta = M - S = 5043 - 5000$$

$$\Delta = 43 \text{ g}$$

$$\delta = \frac{43}{5000} \cdot 100 = 0,86 \%$$

Rovnice 6: Výpočet citlivosti senzoru SEN-10245-50kg



Graf 7: Závislost zátěže senzoru SEN-10245-50kg 5000 gramovým závažím na čase

LabTutor®
Force measurement

Sensor 1 measurement 7 / 19 Previous Next

ADInstruments LabTutor

Channel 1 (g)

Start

Instructions

1. Connect the sensor 1 to the Input 1 connector of the PowerLab 15T
2. Calibrate the sensor 1 on Input 1 using the "Calibration"
3. Leave the sensor unloaded and set the voltage to the Point 1 for zero output of grams
4. Place object with known mass on the sensor and set the voltage to the Point 2.
5. Start the measurement with the Start button
6. Load the sensor with your hand or unimportant objects in the lab

Channel 1 Value 5000.14 g

Channel 1 Readout

Warning the maximum load is 50 kg !!!

Calibration

Point 1: -0.189 V 0

Point 2: 0.033 V 5000 g

Calibration: Off On

Apply

Obrázek 32: Ukázka měření a kalibrace čidla SEN-10245-50kg

5.2 Výsledky senzoru SEN-13329-10kg

Provedl jsem druhé experimentální měření, abych určil citlivost i tohoto senzoru. Před měřením jsem si řádně zkalibroval čidlo viz kalibrace na Obrázek 33. Senzor jsem zatížil ocelovým kotoučem o přesné hmotnosti 5000 g. Sledoval jsem výstup v gramech a jednotlivé výsledky jsem si zapisoval. Výsledky jsem vykreslil do Graf 8. Maximální vrchní výchylka byla 5017 g. Maximální spodní výchylka byla 4986 g.

Při nezatíženém senzoru se výchylka pohybovala do 20 g Při zatíženém senzoru 10 kg i více se výchylka také pohybovala do 20 g. Stanovil jsem tedy citlivost celkového zapojení i s mírnou tolerancí na 5000 ± 20 g

Vypočítal jsem absolutní a relativní chybu měření.

Absolutní chyba (Δ) je rozdíl mezi naměřenou hodnotou (M) a skutečnou hodnotou (S) měřené veličiny:

$$\Delta = M - S = 5017 - 5000$$

$$\Delta = 17 \text{ g}$$

$$\delta = \frac{17}{5000} \cdot 100 = 0,34 \%$$

Rovnice 7: Výpočet citlivosti senzoru SEN-13329-10kg

5.3 Výsledky senzoru Triple Axis Accelerometer, SEN-09269

Jelikož jsem pro tento senzor nevytvořil předzesilující zapojení, použil jsem přesnost udávanou výrobcem a to: $300 \text{ mV} \pm 3,6 \text{ mV}$.

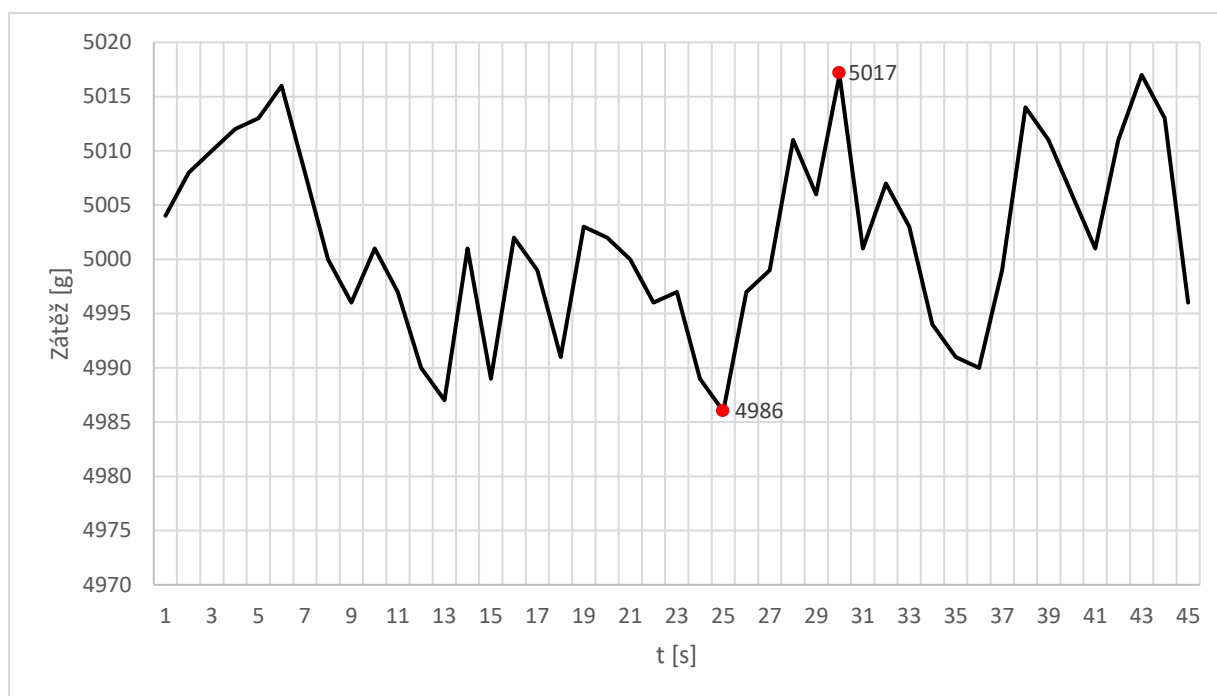
Vypočítal jsem absolutní a relativní chybu měření.

$$\Delta = M - S = 303,6 - 300$$

$$\Delta = 3,6 \text{ g}$$

$$\delta = \frac{3,6}{300} \cdot 100 = 1,2 \%$$

Rovnice 8: Výpočet citlivosti Triple Axis Accelerometer, SEN-09269



Graf 8: Závislost zátěže senzoru SEN-13329-10kg 5000 gramovým závažím na čase

LabTutor®
Force measurement

Sensor 2 measurement 8 / 19 Previous Next

Start

ADInstruments LabTutor

Channel 2 (g)

20000
10000
0
-10000
-20000
-30000

2:05 2:06 2:07 2:08 2:08.75 2:10 2:11 2:12 2:13

Instructions

1. Connect the sensor 2 to the Input 2 connector of the PowerLab 15T
2. Calibrate the sensor 2 on Input 2 using the "Calibration"
3. Leave the sensor unloaded and set the voltage to the Point 1 for zero output of grams
4. Place object with known mass on the sensor and set the voltage to the Point 2.
5. Start the measurement with the Start button
6. Load the sensor with your hand or unimportant objects in the lab

Channel 1 Value 5008.57 g

Channel 1 Readout

Warning the maximum load is 10 kg !!!

Calibration

Point 1: 0.118 V 0

Point 2: 0.458 V 5000 g

Calibration: Off On

Apply

Obrázek 33: Ukázka měření a kalibrace čidla SEN-13329-10kg

5.4 Použití senzoru SEN-13329-10kg v aplikaci pro měření EMG

Se spolužákem Michalem Procházkou jsme se domluvili na provedení společného experimentu. Michal se ve své bakalářské práci zabýval tvorbou EMG modulu, a tak jej napadlo provést společný experiment, kde budeme monitorovat závislost EMG na působící síle dlaně.

Pokus proběhl na testovací osobě následovně:

Subjekt v dlani držel můj senzor SEN-13329-10kg a na předloktí měl nalepené celkem tři elektrody EMG. Dvě snímající rozdíl potenciálů a jednu, která sloužila jako reference. V prvních sekundách měření subjekt vyvinul největší možnou sílu dlaně, kterou dokázal. Poté nechal sval relaxovat po dobu 5 vteřin a vyvinul sílu adekvátní 5 kg. Opět ponechal sval relaxovat 5 vteřin a následně vyvinul sílu adekvátní 10 kg. Elektrody EMG byly připojené do DAU jednotky, která snímala jak EMG signál, tak signál vycházející z mého senzoru.

5.4.1 Výsledky experimentu

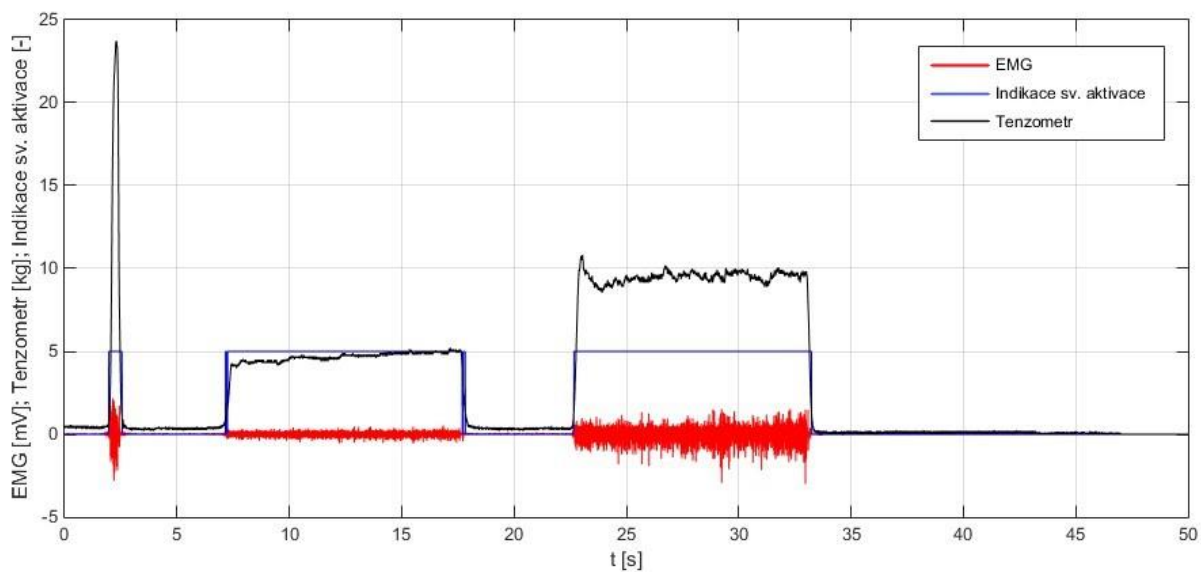
S Michalem Procházkou se nám podařilo provést experimentální měření, kde Michal úspěšně vizualizoval závislost EMG na velikosti působící síly dlaně. Dále nás zajímalo, zdali jsme měření provedli dostatečně přesně, aby bylo možné zobrazit jednotlivé stahy svalových vláken. Po podrobnějším zkoumání signálu jsme objevili jistou obnovovací frekvenci, která se promítala jak do EMG, tak do signálu silového senzoru. Viz: Graf 11 a Graf 12.

Zjistil jsem, kolikrát za vteřinu se tato obnova vyskytne, a následně vypočetl frekvenci:

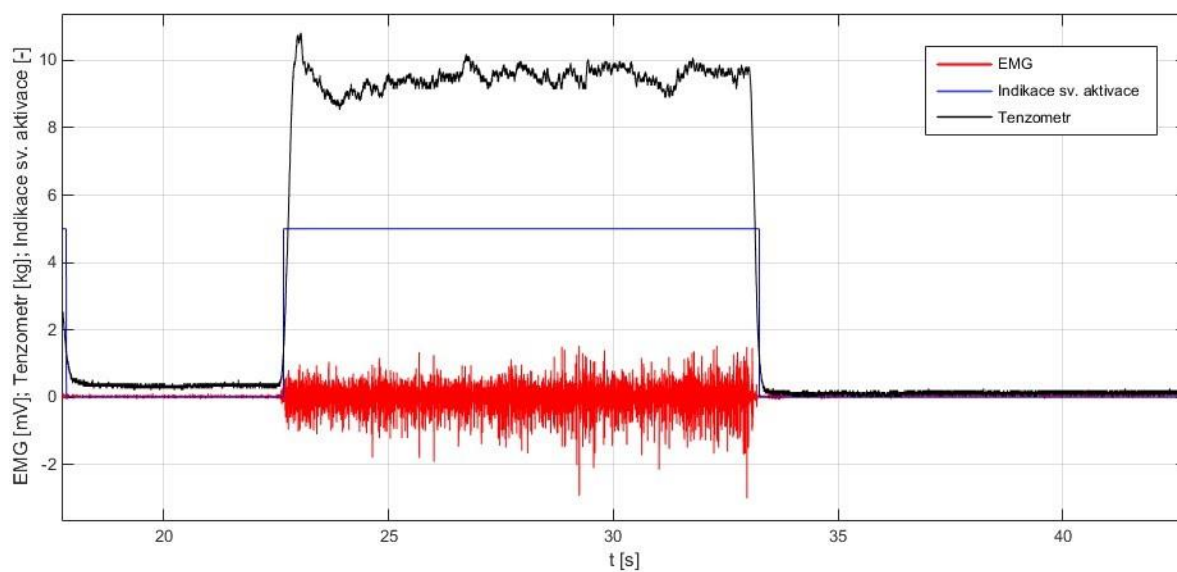
$$f = \frac{14}{1} = 14 \text{ Hz}$$

Senzor prokázal dostatečnou přesnost umožňující detekci lehkých napěťových fluktuací. Měřením jsme dokázali existenci obnovovací frekvenci svalové tkáně, která v našem případě představovala 14 Hz.

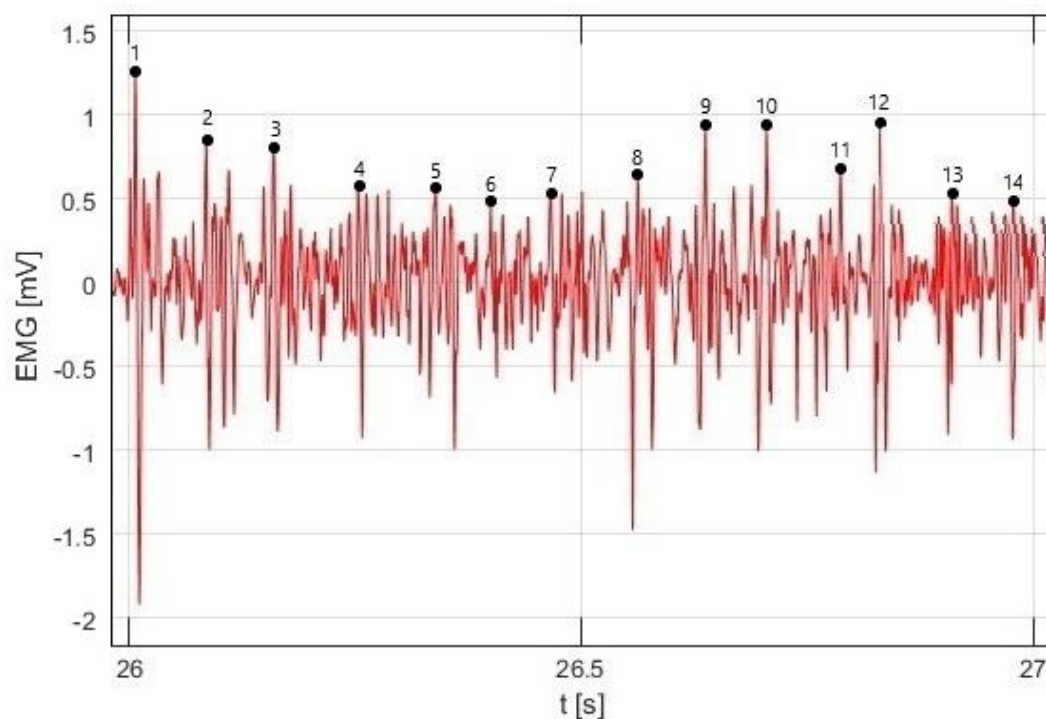
Citace bakalářské práce Michala Procházky je dostupná zde: ^[6]



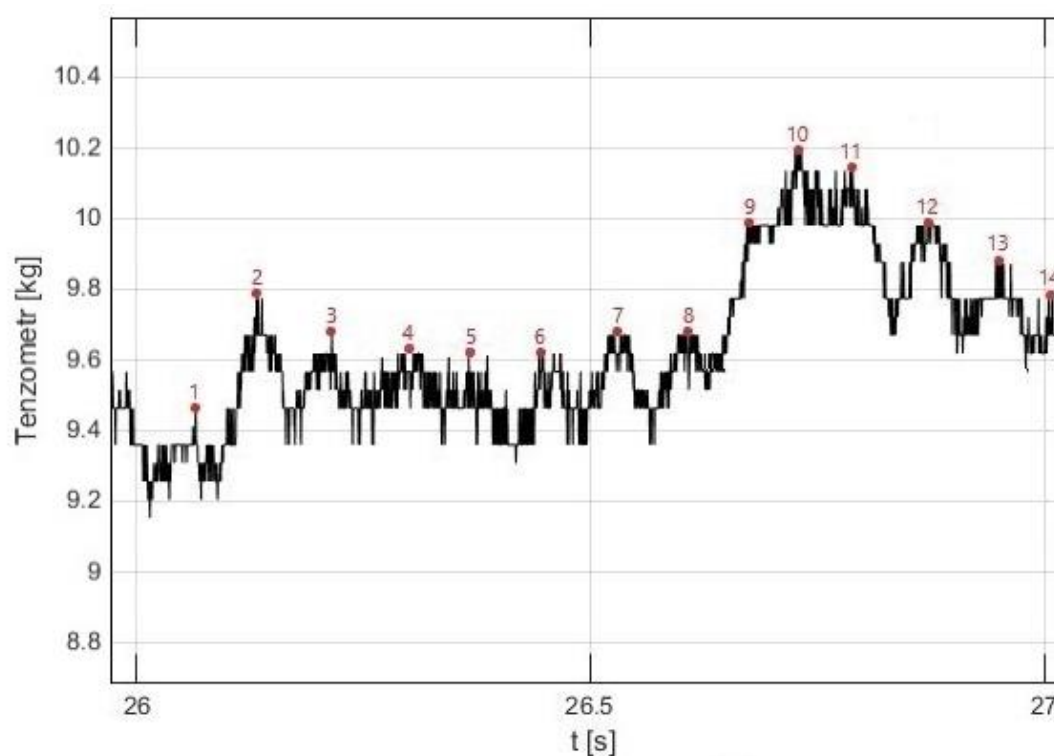
Graf 9: Závislost EMG signálu, výstupu mého senzoru SEN-13329-10kg na čase



Graf 10: Přiblížený pohled na sektor, kde subjekt působil silou 10 kg



Graf 11: Jednosekundový úsek EMG s vyznačenými peaky, značí stah svalových vláken



Graf 12: Jednosekundový úsek výstupu mého senzoru SEN-13329-10kg s vyznačenými peaky, které indikují mírný nárůst stlačení

6 Závěr

Tato bakalářská práce měla několik základních cílů.

V rešeršní práci jsem potvrdil nespočet možných využití senzorů síly, a to nejen v biomedicině, ale samozřejmě i v jiných oblastech technického světa. Rešerše vyzdvihla ty nejzajímavější a nejpraktičtější formy provedení senzorů. Zabývala se konstrukcí využívající optická vlákna, kloubovým čidlem snímajícím velikost kroutivého potenciálu, mikroskopickými piezorezistory o velikosti jen několika desítek μm a na závěr systémem implantovaným do těl dvou pacientů s amputovanou horní končetinou, který transformoval tenzometrická data o působící síle na protetickou dlaň a přenášel ji formou elektrických impulzů do periferních nervů pacienta. Mnohé z vybraných rešeršních článků, dle mého názoru, posunuly vývoj a přispěly k další formě „ztělesnění“ těla s robotem.

V teoretické části jsem stanovil základní fyzikální fakta a uvedl principy senzorů, které jsem si vybral jak pro rešeršní, tak pro praktickou část. Provedl jsem zde teoretický výpočet tíhového zrychlení pro kampus Vysoké školy báňské - Technické univerzity Ostrava. Tímto výpočtem jsem demonstroval fakt, že v případě zatěžování senzorů závažím o konstantní hmotnosti v celosvětovém měřítku může dojít k lehkým odchylkám způsobených změnou velikosti tíhového zrychlení v závislosti na zeměpisné šířce.

V praktické části jsem se zabýval ověřením vlastností senzorů, které mi objednal můj vedoucí pan doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D. Řešil jsem, jakým způsobem senzory uchytit tak, abych zajistil co nejlepší přenos síly z přípravku na samotné čidlo. Zjistil jsem, do jakého zapojení je vhodné senzory připojit, aby se zajistil rozumný napěťový nárůst i pro působení slabých sil. Na nepájivém poli jsem si napřed ověřil spolehlivost a funkčnost mnou vybraného zapojení, které jsem následovně vyleptal do desky plošných spojů, abych zajistil integritu zapojení pro co možná nejdelší dobu. V poslední fázi této kapitoly jsem popsal tvorbu laboratorní úlohy v softwaru LabAuthor společnosti ADInstruments. Toto laboratorní cvičení jsem vytvořil jak v jazyce českém, tak v jazyce anglickém a bude sloužit pro edukativní účely v předmětu Snímače a senzory v biomedicině. V této úloze budou muset studenti alespoň z části pochopit principy snímání síly, přeměřit tři fyzické senzory a na dvou z nich si budou moci vyzkoušet simulaci kardiopulmonální resuscitace.

7 Použitá literatura

- [5] NEWTON, Isaac. *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*. QA803 .A53. London, 1687.
- [6] PROCHÁZKA, Michal. Měření elektromyografického signálu. Ostrava, 2019. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Vladimír Kašík, Ph.D.
- [7] ARATA, Jumpiei, Shogo TERAOKA a Hideo FUJIMOTO. Fiber Optic Force Sensor for Medical Applications within a Backbone-shape Structure. *Procedia CIRP* [online]. 2013, 5, 66-69 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1016/j.procir.2013.01.013. ISSN 22128271.
- [8] LEE, Duk-Hee, Jaesoon CHOI, Jun-Woo PARK, Du-Jin BACH, Seung-Jun SONG, Yoon-Ho KIM, Yungho JO a Kyung SUN. An Implementation of Sensor-Based Force Feedback in a Compact Laparoscopic Surgery Robot. *ASAIO Journal* [online]. 2009, **55**(1), 83-85 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1097/MAT.0b013e3181
- [9] BECCAI, L., S. ROCCELLA, A. ARENA, A. MENCIASSI, M. C. CARROZZA a P. DARIO. SILICON-BASED THREE AXIAL FORCE SENSOR FOR PROSTHETIC APPLICATIONS. In: *Sensors and Microsystems* [online]. WORLD SCIENTIFIC, 2002, 2002-10-21, s. 250-255 [cit. 2018-06-18]. DOI: 10.1142/9789812776457_0041. ISBN 978-981-238-181-1.9018e7. ISSN 1058-2916.
- [10] TAN, D. W., M. A. SCHIEFER, M. W. KEITH, J. R. ANDERSON, J. TYLER a D. J. TYLER. A neural interface provides long-term stable natural touch perception. *Science Translational Medicine* [online]. 2014, 6(257), 257ra138-257ra138 [cit. 2018-05-31]. DOI: 10.1126/scitranslmed.3008669. ISSN 1946-6234.
- [11] IZANTUX. *Strain gauge* [online]. [cit. 3.4.2019]. Dostupný na WWW: https://en.wikipedia.org/wiki/Strain_gauge
- [12] Accelerometers. *Pc-control* [online]. UK: pc-control.co.uk, 2008 [cit. 2019-04-03]. Dostupné z: <https://www.pc-control.co.uk/accelerometers.htm>
- [13] GUJARATI, Paresh. What is Accelerometer and how does it work on smartphones. *Techulator* [online]. USA: Techulator, 2013 [cit. 2019-04-03]. Dostupné

z: <https://www.techulator.com/resources/8930-How-does-smart-phone-accelerometer-work.aspx>

- [14] Load Cell - 10kg, Straight Bar (TAL220) - SEN-13329 - SparkFun Electronics. SparkFun Electronics [online]. Dostupné z: <https://www.sparkfun.com/products/13329>
- [15] Load Sensor - 50kg - SEN-10245 - SparkFun Electronics. SparkFun Electronics [online]. Dostupné z: <https://www.sparkfun.com/products/10245>
- [16] Adafruit Triple-Axis Accelerometer - $\pm 2/4/8g$ @ 14-bit - MMA8451. GROBOTRONICS | The Ultimate Maker Store [online]. Copyright © 2011 [cit. 03.04.2019]. Dostupné z: <https://grobotronics.com/adafruit-triple-axis-accelerometer-2-4-8g-14-bit-mma8451.html?sl=en>
- [17] Mapy Google . Google [online]. Dostupné z: <https://www.google.com/maps/@49.8340682,18.161735,586m/data=!3m1!1e3>
- [18] Wheatstoneův můstek :: MEF. Fyzika :: MEF [online]. Copyright © 2006 [cit. 29.04.2019]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/1631-wheatstoneuv-mustek>
- [19] EasyEDA - Online PCB design & circuit simulator . EasyEDA - Online PCB design & circuit simulator [online]. Copyright © 2019 EasyEDA All rights reserved [cit. 29.04.2019]. Dostupné z: <https://easyeda.com/>
- [20] PC Icon - Free Icons. Free Icons - Collection Of Simple Icons, Glyph and Flat Icons [online]. Dostupné z: <http://simpleicon.com/pc.html>
- [21] Biological Data Acquisition & Analysis Software | ADInstruments. Biological Data Acquisition & Analysis Software | ADInstruments [online]. Dostupné z: <https://www.adinstruments.com/>

8 Datasheety senzorů praktické části

<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/TAL220M4M5Update.pdf>

<https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/loadsensor.pdf>

<https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/adx1335.pdf>

9 Přílohy

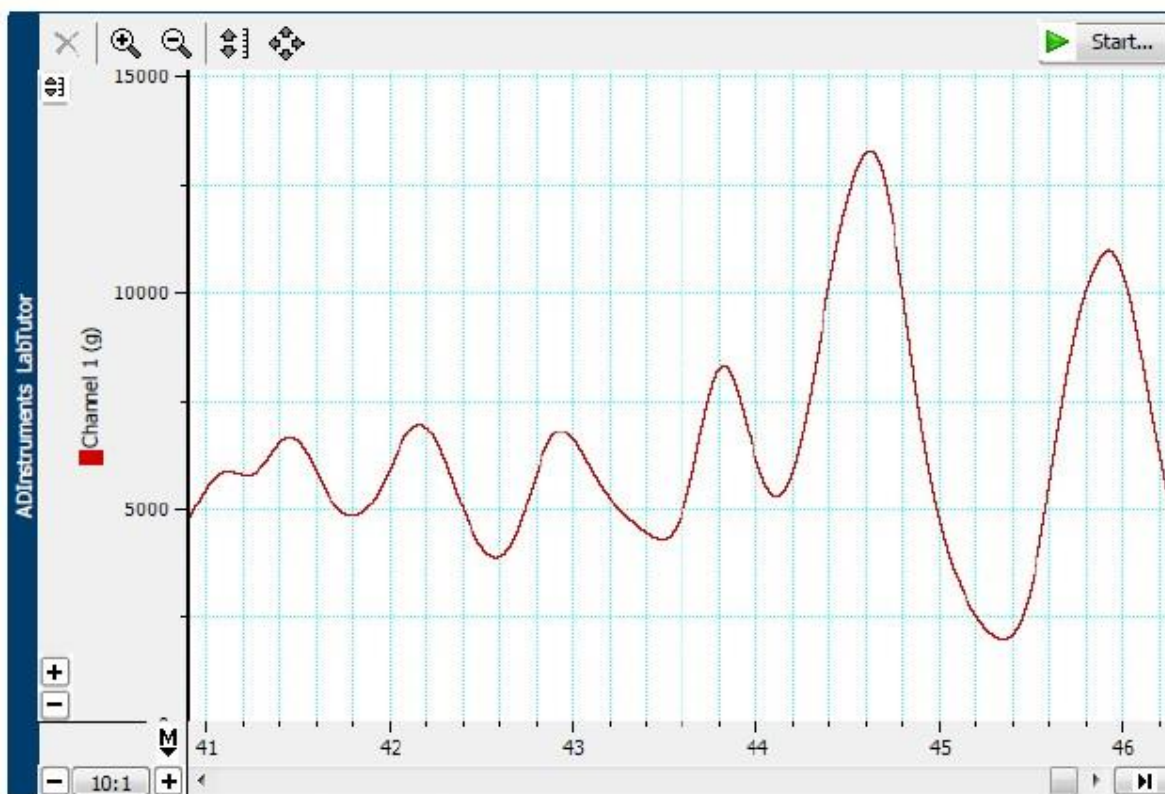
Příložené CD obsahuje celou laboratorní úlohu, jak v jazyce CZ, tak v EN.

9.1 Kontrolní protokol je uveden níže:

Měření síly - Report

Identification	Student Name (or ID)	Started	Now
	Jakub Foltýn	2:03 PM Apr 3, 2019	10:44 AM Apr 30, 2019
	User: bmeng Computer: BMENG-PC		

Měření senzoru 1



1. O jaký typ operačního zesilovače se jedná ?

Invertující

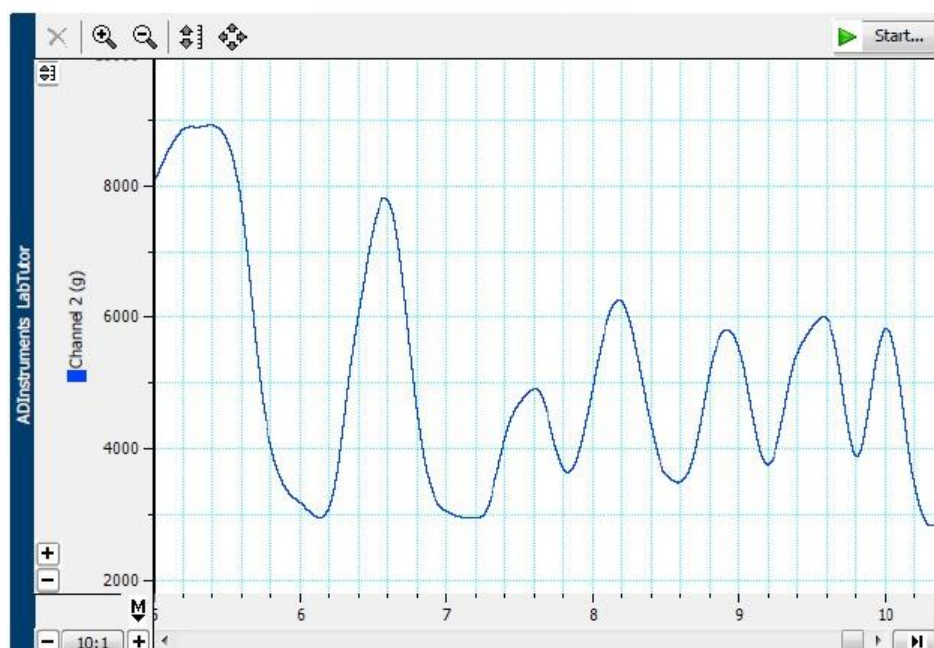
Answer

2. Jaké je zesílení signálu v případě, že hodnota $R_5 = 100 \text{ k}\Omega$ a hodnota $R_4 = 10 \text{ }\Omega$?

10 000x

Answer

Měření senzoru 2



3. O jaký typ operačního zesilovače se jedná ?

Neinvertující

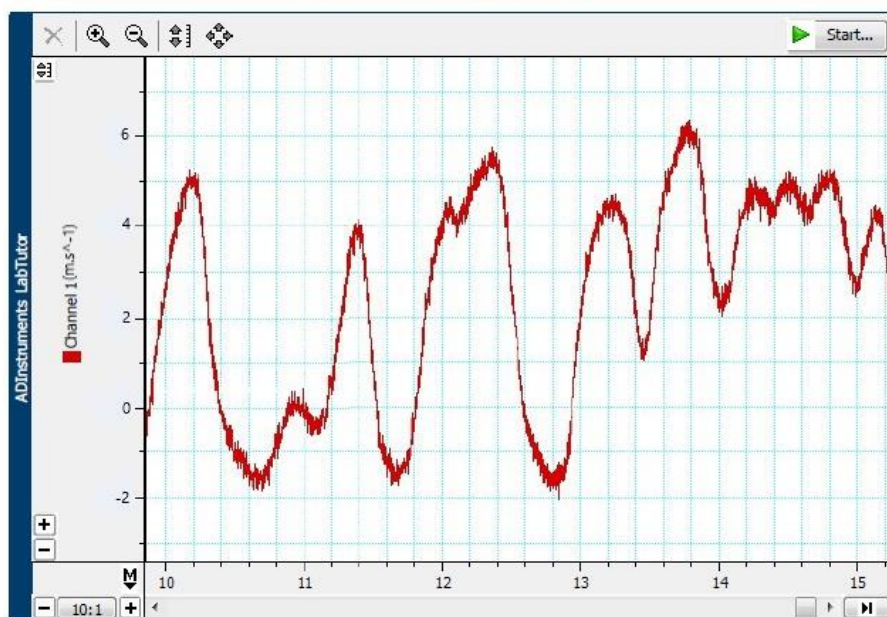
Answer

4. Jaké je zesílení signálu když: $R_4 = 3 \text{ k}\Omega$ a $R_3 = 220 \Omega$?

137 x

Answer

Měření senzoru 3

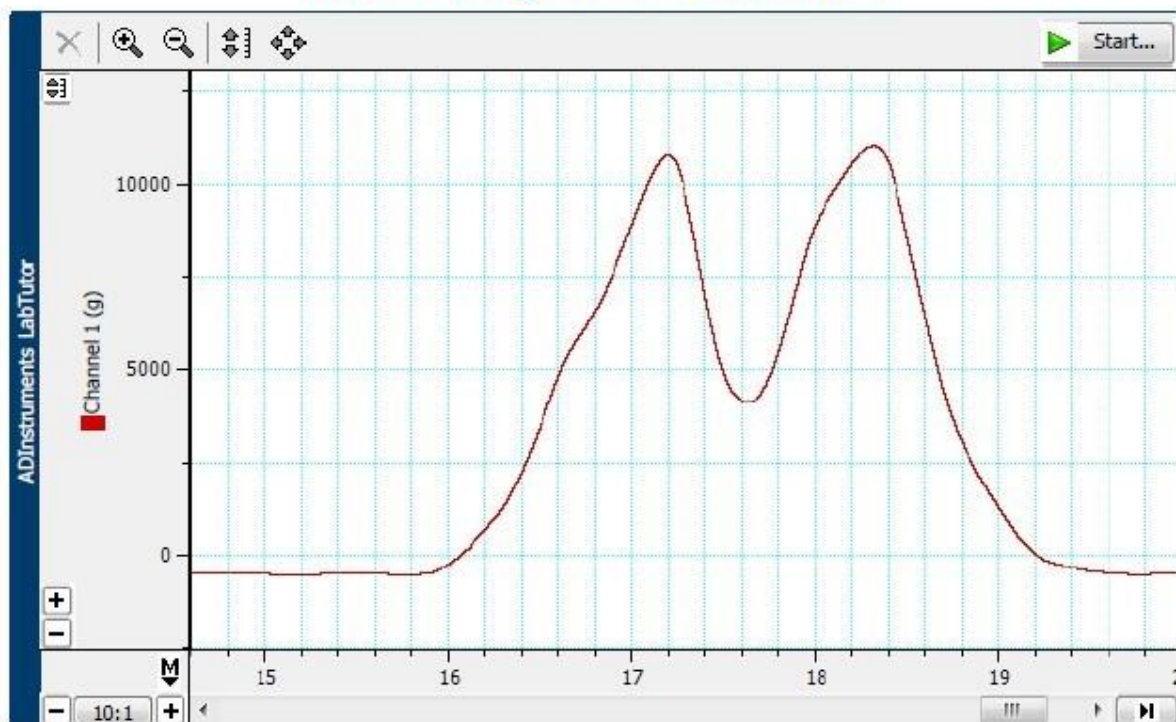


5. Jak se mění velikost tíhového zrychlení Země v závislosti na zeměpisné šířce ?

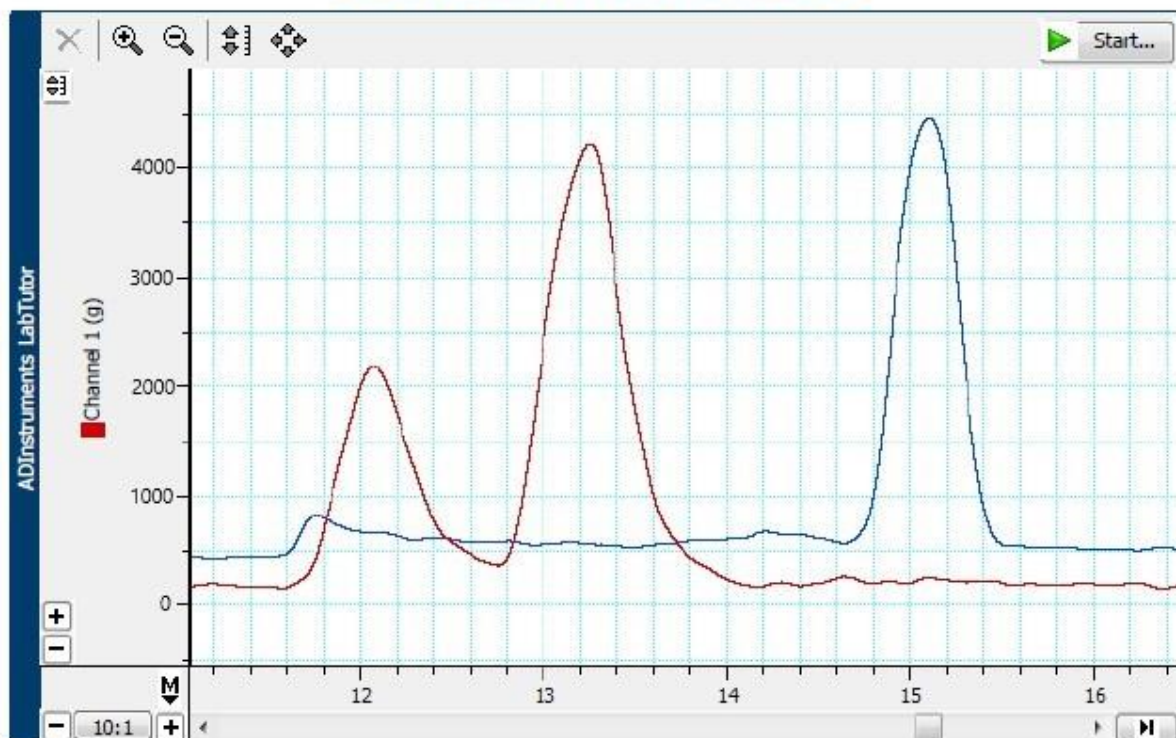
Na Zemských pólech je hodnota o něco nižší než na rovníku

Answer

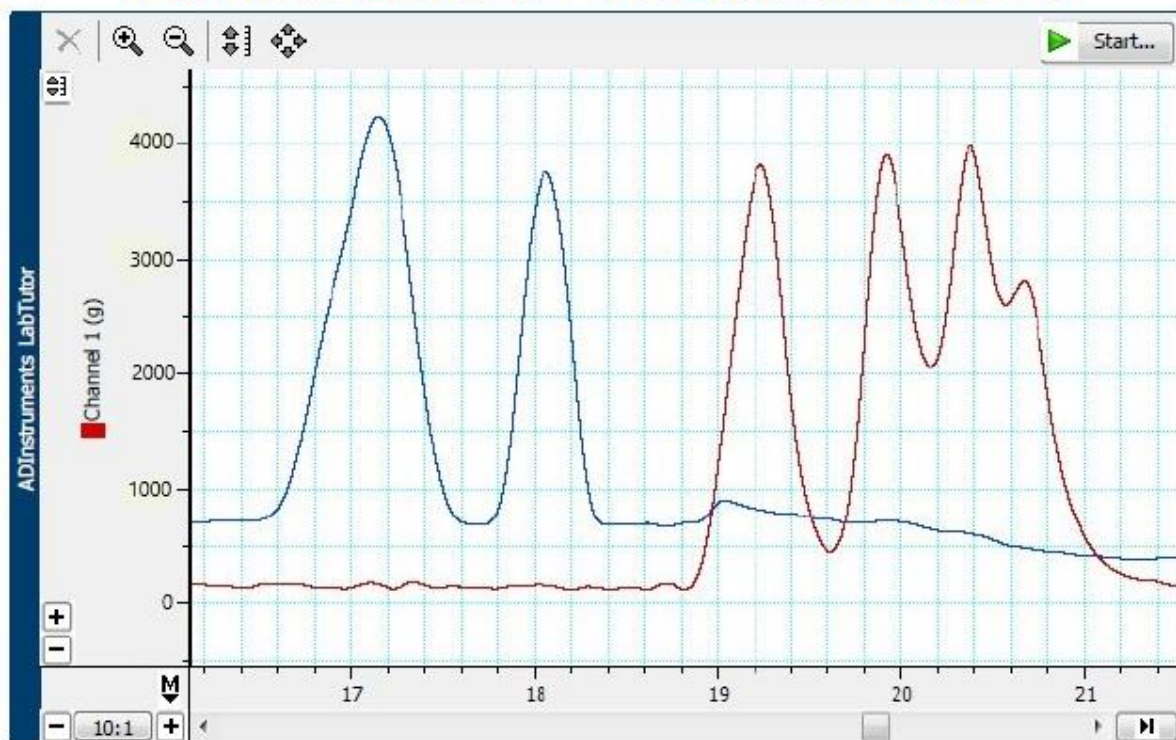
Měření originálního senzoru



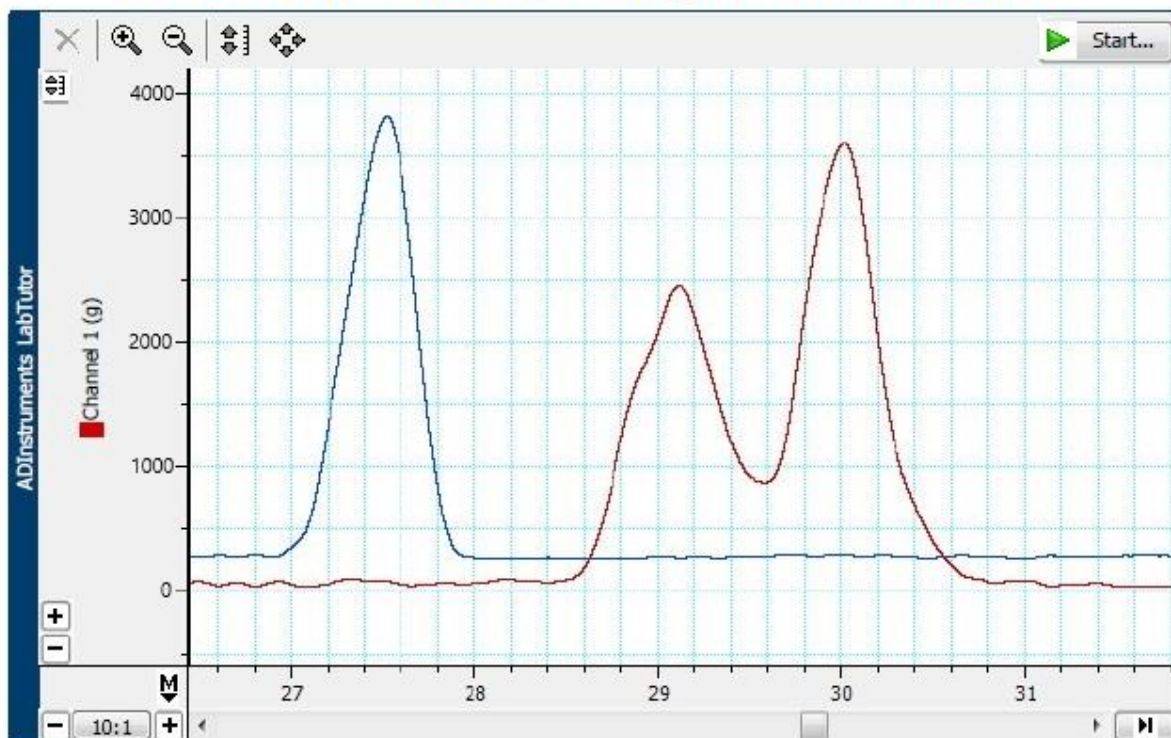
Porovnání senzoru 1 a 2



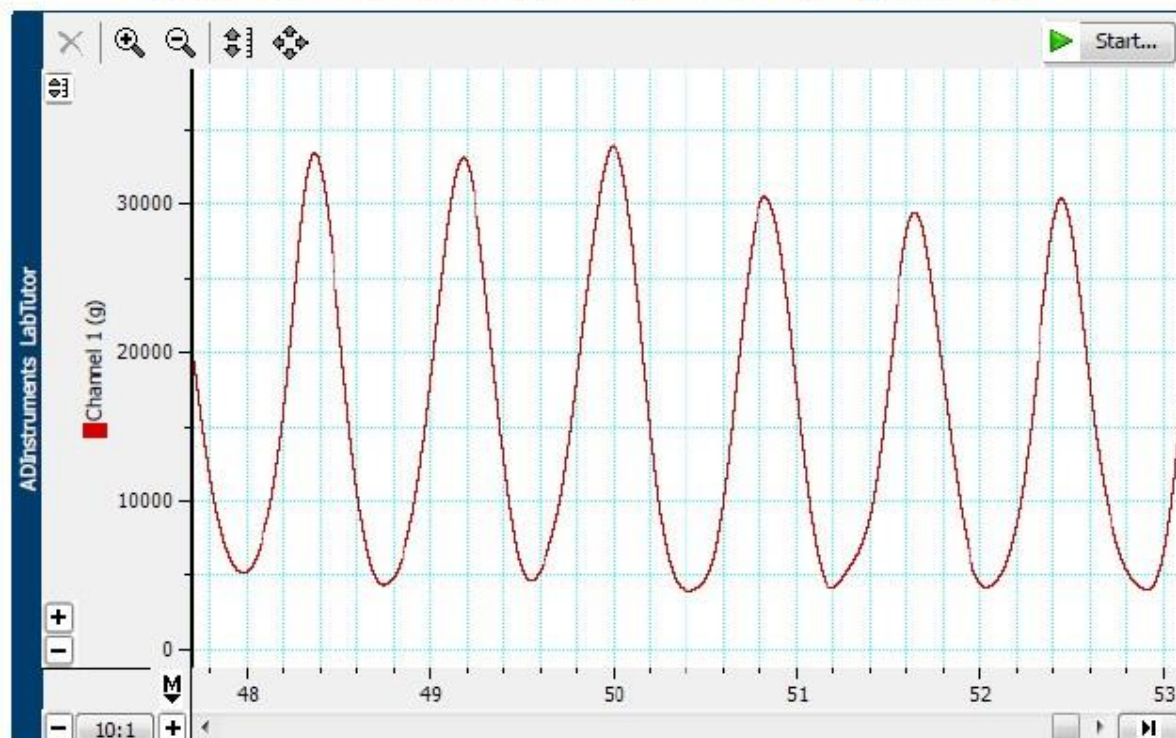
Porovnání senzoru 1 a originálního senzoru



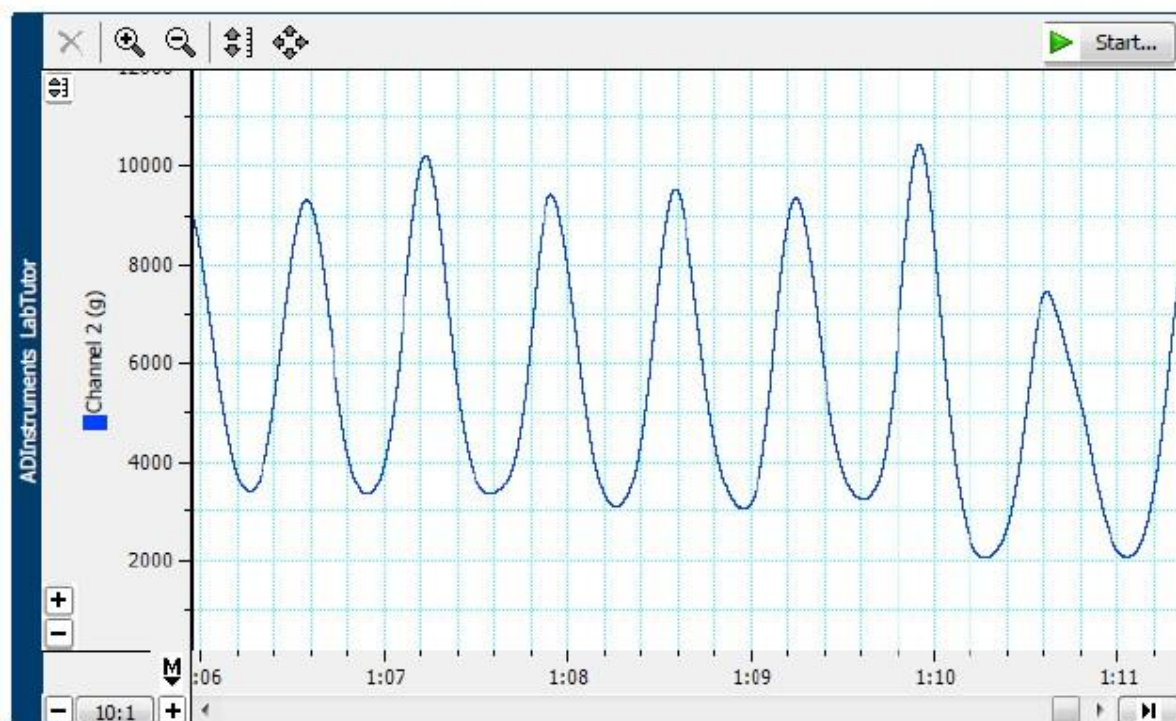
Porovnání senzoru 2 a originálního senzoru



Simulace srdeční masáže u dospělých osob



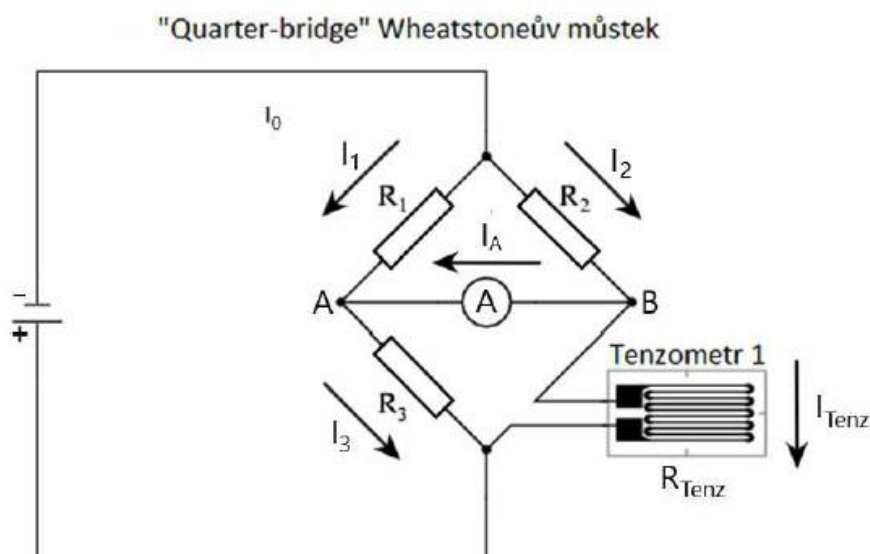
Simulace srdeční masáže u dětí



Následující úsek dodělejte doma a odevzdejte jej spolu s vygenerovaným protokolem výše

Pokuste se odvodit vztah pro nezatížený Wheatstoneův můstek

Vycházejte z faktu, že při nezatíženém můstku prochází mezi uzly A a B nulový proud.



Stanovte relativní a absolutní chybu měření senzoru 1 a 2 s originálním senzorem

Uložení protokolu proved'te následovně:

1. Klikněte pravým tlačítkem myši na report page a zvolte tisk
2. Vyberte PDF creator
3. Uložit

$$I_A = 0$$

$$U_1 = U_2 \text{ a } U_3 = U_{Tenz}$$

$$R_1 \cdot I_1 = R_2 \cdot I_2 \text{ a } R_3 \cdot I_3 = R_{Tenz} \cdot I_{Tenz}$$

Dle prvního Kirchhoffova zákona se může postupovat následovně:

$$I_1 = I_3 \text{ a } I_2 = I_{Tenz}$$

S využitím této podmínky může být rovnice přepsána:

$$R_1 \cdot I_1 = R_2 \cdot I_2 \text{ a } R_3 \cdot I_1 = R_{Tenz} \cdot I_2$$

Finálně upravený vztah pro vyvážený můstek:

$$\frac{R_1}{R_3} = \frac{R_2}{R_{Tenz}}$$

Pro výpočet odporu tenzometru platí vztah:

$$R_{Tenz} = \frac{R_2 + R_3}{R_1}$$

Větve A a B lze považovat za napěťový dělič.

Pro výpočet napětí mezi uzly A a B na nevyváženém můstku platí vztah:

$$U_{AB} = U \left(\frac{R_3}{R_1 + R_3} - \frac{R_{Tenz}}{R_2 + R_{Tenz}} \right)$$

Rovnice 9: Odvození vztahu pro nezatížený a zatížený Wheatstoneův můstek

Absolutní chyba (Δ) je rozdíl mezi naměřenou hodnotou (M) a skutečnou hodnotou (S) měřené veličiny:

$$\Delta = M - S = 5043 - 5000$$

$$\Delta = 43 \text{ g}$$

$$\delta = \frac{43}{5000} \cdot 100 = 0,86 \%$$

Rovnice 10: Výpočet citlivosti senzoru SEN-10245-50kg

$$\Delta = M - S = 5017 - 5000$$

$$\Delta = 17 \text{ g}$$

$$\delta = \frac{17}{5000} \cdot 100 = 0,34 \%$$

Rovnice 11: Výpočet citlivosti senzoru SEN-13329-10kg